

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie
- Direktorin: Frau Univ.-Prof. Dr.med. S. Fuchs- Winkelmann -
des Fachbereichs Medizin der Philipps- Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und
Marburg GmbH, Standort Marburg

Biomechanische Untersuchung am Osteosynthesemodell des Beckenknochens- primäre Stabilität von resorbierbarer Pin und K-Draht-Osteosynthese der Salter- Beckenosteotomie

INAUGURAL-DISSERTATION zur Erlangung des Doktorgrades der
Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps- Universität Marburg
vorgelegt von

David Müller aus Gladenbach
Marburg 2012

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps- Universität Marburg am 30.10.2012

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Herr Prof. Dr. med. M. Rothmund
Referentin: Frau Univ. Prof.Dr. med. S. Fuchs-Winkelmann
1. Korreferent: Herr Univ.Prof. Dr. med. S. Ruchholtz

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	6
2. Die Kindliche Hüftdysplasie	7
2.1 Ätiologie	7
2.2 Klinische Diagnostik	8
2.3 Bildgebende Diagnostik	9
2.4 Therapie- Allgemeines	16
2.5 Konservative Therapie	17
2.6 Operative Therapie	19
2.7 Die Salter- Beckenosteotomie	22
3. Biomechanische Grundlagen	26
3.1 Morphologie des Hüftgelenks	26
3.2 Entwicklung	27
3.3 Gelenkkapsel und Bänder	27
3.4 Muskeln des Hüftgelenks	28
3.5. Biomechanik des Hüftgelenks	28
4. Material und Methoden	33
4.1 Osteosynthesematerialien	34
4.2 Ileumeinbettung	37
4.3 Salter- Osteotomie am Sawbonemodell	38
4.4 Salter- Osteotomie am Schweinebecken	39
4.5 Einsatz der SmartPins® bei der Salterosteotomie	41
4.6 Biomechanische Untersuchung	43
5. Ergebnisse	53

5.1	Zyklische Versuchsreihe	53
5.2	Versagensmessung	56
5.3	Displacement	57
6.	Diskussion	60
6.1	Osteosynthese	60
6.2	Biomechanik des Beckens	65
6.3	Diskussion der Ergebnisse	71
6.4	Fazit	76
7.	Zusammenfassung	78
8.	Summary	80
9.	Literaturverzeichnis	82
10.	Abbildungsverzeichnis	92
11.	Tabellenverzeichnis	94
12.	Lebenslauf	100
13.	Verzeichnis akademischer Lehrer	102
14.	Danksagung	103
15	Ehrenwörtliche Erklärung	104

1. Einleitung

Die Hüftreifungsstörung stellt mit einer Inzidenz von 2-4% die häufigste angeborene Skeletterkrankung dar, dass Vollbild einer Hüftluxation tritt mit 0,4-0,7% deutlich seltener auf [74]. Eine frühestmögliche Diagnosestellung und Therapieeinleitung trägt zu größeren Behandlungserfolgen und verkürzten Therapiezeiten bei [39]. Einen wichtigen Stellenwert hat neben der klinischen Untersuchung vor allem die von Prof. Graf etablierte Hüftsonographie [41], die im Rahmen des Neugeborenen Screenings durchgeführt wird.

Das Behandlungsziel aller konservativen und operativen Therapiemaßnahmen besteht darin, eine möglichst zentrierte Einstellung der Gelenkpartner zueinander und eine optimale Hüftkopfüberdachung zu erreichen.

Diese Studie beschäftigt sich mit der Salter- Osteotomie als mögliche operative Therapieform der angeborenen Hüftdysplasie.

Die Osteosynthese wird bei der Salter- Osteotomie klassischerweise mit K-Drähten durchgeführt. Dies bedeutet, dass eine zweite Operation zu deren Entfernung notwendig wird. Im Verlauf des Heilungsprozesses kann es zu einer Fremdkörperreaktion auf das Metall kommen, die eine Infektion der beteiligten Strukturen zur Folge haben kann. Auch in diesem Fall kann eine zusätzliche Operation erforderlich sein. Eine weitere Operation bedeutet immer ein zusätzliches Risiko, bei Kindern ist dies noch höher als bei Erwachsenen, verbunden mit zusätzlichem Stress, welchem Kinder nicht adäquat gewachsen sind. Es erscheint aus den genannten Gründen sinnvoll, eine Alternative zu finden, welche eine zweite Operation überflüssig macht. Dies ist mit einem geringeren Risiko verbunden und die Heilung verläuft möglicherweise effektiver. Die Zielsetzung dieser biomechanischen Arbeit ist es, Erkenntnisse über die primäre Stabilität der Salter- Osteotomie zu gewinnen und im Speziellen zu klären, ob die eingesetzten biologischen Implantate den Kirschner- Drähten im Modellversuch ebenbürtig oder sogar überlegen sind.

2. Die kindliche Hüftdysplasie

2.1 Ätiologie

Die Hüftdysplasie beschreibt eine angeborene Fehlanlage oder erworbene Fehlentwicklung des Hüftgelenks. Die Pfanne kann isoliert dysplastisch oder kombiniert mit einer Fehlentwicklung des proximalen Femurs im Sinne einer Coxa valga/ antetorta sein. Dabei kann es zu einer kompletten oder partiellen Hüftgelenksluxation kommen.

Man unterscheidet die kongenitale von der fetalen Luxation. Die kongenitale Form ist meist kombiniert mit anderen Fehlbildungen und mit einer ungünstigen Prognose behaftet. Die fetale Form ist auf einen intrauterinen Platzmangel zurückzuführen.

Tschauner [111] beschreibt die ätiologischen Hintergründe mit Hilfe einer Differenzierung in „endogene“ und „exogene“ Dysplasieformen.

Die „endogene“ Dysplasie beruht auf einer primär verzögerten Wachstumsgeschwindigkeit, daraus resultiert eine geringere Formdifferenzierung der knöchernen Hüftpfanne.

Exogene Dysplasien entwickeln sich aufgrund prae- und postnatal auftretender mechanischer Störfaktoren.

Entsprechend der Ätiologie werden sekundäre Verlaufsformen durch „exogene“ Störfaktoren beschrieben, die während und nach der Geburt auftreten können. Dazu gehören die intrauterine Raumenge, Lageanomalien, fetale Wachstumsverzögerungen, gestörte postpartale Nachreifung sowie muskuläre Dysbalancen.

Der Verlauf ist bei frühzeitigem Therapiebeginn meist gutartig und das Risiko einer bleibenden Restdysplasie ist sehr gering.

Primäre Verlaufsformen werden den „endogenen“ Störfaktoren zugeordnet und haben ihren Ursprung in angeborenen Entwicklungsverzögerungen und treten in Kombination mit anderen Fehlbildungen auf. Es findet sich eine familiäre

Prädisposition, hormonelle Faktoren sowie geographische Häufigkeiten werden beobachtet.

Die Prognose dieser Verlaufsform ist trotz frühzeitiger und intensiver Therapie deutlich schlechter, und mit einem sehr hohen Risiko einer wiederkehrenden Wachstumsverzögerung und einer Restdysplasie verbunden [119].

Die Häufigkeit der kompletten Luxation liegt bei 1:1000, hier ist das weibliche Geschlecht vermehrt betroffen, ansonsten ist die Disposition für die Erkrankung geschlechtsunabhängig.

2.2 Klinische Diagnostik

Die Diagnostik erfolgt klinisch und bildgebend. Von besonderer Bedeutung ist hier die kinderärztliche Vorsorgeuntersuchung (U3) [102].

Im Wesentlichen ist die Aussagekraft der folgenden Zeichen abhängig von Alter und Schweregrad der Hüftdysplasie, eine genaue Diagnostik ist nur ergänzend durch weitere Untersuchungen möglich.

Bewegungseinschränkungen können durch eine Verkürzung der Adduktoren hervorgerufen werden. Eine Abduktionseinschränkung von minimal 10° Grad kann nachgewiesen werden. Dies setzt allerdings voraus, dass das Becken orthograd aufliegt bei der Untersuchung; bei beidseitiger Luxation kann eine Bewegungseinschränkung und Beinlängendifferenz nicht verwertet werden.

Eine Beinverkürzung kann das Phänomen der Faltenbildung am Oberschenkel hervorrufen.

Die moderne klinische Diagnostik stützt sich neben der Hüftsonographie auf die manuelle Untersuchung des Hüftgelenks. So soll die Stabilität des Hüftkopfes beurteilt werden.

Zum Standard der Frühdiagnostik gehört das Ortolani- Zeichen [77]. Bei Adduktion und Druck luxiert die Hüfte entlang des Labrum acetabulare nach oben über den Pfannenerker. Bei Abduktion „schnappt“ der Hüftkopf hör- und tastbar wieder in seine Position innerhalb der Pfanne zurück.

Tönnis [109] schlägt eine weitere Unterteilung zur besseren klinischen Differenzierung der Tastbefunde vor:

Die „leicht instabile Hüfte“ ohne jegliches Schnappzeichen, hat eine pathologisch ausgeweitete Gelenkkapsel.

Die „subluxierte Hüfte“ zeigt eine Gelenkkapselerweiterung, Bandlockerung und Dysplasie des Pfannenerkerbereichs. Durch passive Abduktion vollzieht sich die Reposition der luxierten Hüfte mit einem deutlichen „Schnappgeräusch“

Die „dislozierbare und reponierbare Hüfte“ weist bei der klinischen Untersuchung kein Schnappgeräusch auf und bleibt trotz der Reposition lateralisiert und subluxiert.

Die „dislozierte, nicht reponierbare Hüfte“ weist kein Geräusch auf, der Kopf ist tastbar luxiert und nicht reponierbar

Die Grenzen und Grade der Befunde machen es selbst für erfahrene Untersucher schwierig, falsch positive und negative Ergebnisse zu erkennen. Für die Großzahl der Erkrankungen muss also die Kombination aus klinischer Untersuchung und Hüftsonographie angewendet werden, um die Diagnose rechtzeitig zu stellen.

2.3 Bildgebende Diagnostik

Hüftsonographie

Zur Diagnosesicherung sollte ein Verfahren eingesetzt werden, welches medizinisch eindeutig reproduzierbar, beliebig oft einsetzbar, wenig invasiv und kostengünstig ist und zudem mit hoher Sicherheit die Befundung von Hüftreifungsstörungen zulässt.

Unter den bildgebenden Verfahren erfüllt diese Kriterien am besten die Hüftsonographie und hat herausragende Bedeutung im Neugeborenenenscreening erlangt. Die Säuglingshüfte besteht zum Großteil aus knorpeligen Strukturen, die sich dem Röntgen vor Beginn der Verknöcherung weitestgehend entziehen.

Die Hüftsonographie wurde von Graf [41] entwickelt .Sie ermöglicht eine eindeutige Beschreibung des anatomischen und pathoanatomischen Zustandes der Hüftgelenkspfanne. Dies wird möglich durch eine strenge Terminologie und Standardisierung des Untersuchungsvorganges.

Dazu ist die Sonoanatomie des Hüftgelenks genau erfasst; der Hüftkopf wird von der Hüftgelenkspfanne überdacht. Die Pfanne besteht aus einem knöchernen und einem knorpeligen Anteil. Dieser Anteil besteht aus dem faserigen Labrum acetabulare, welches die äußere Begrenzung des knorpelig präformierten Pfannendaches darstellt.

Beim Luxationsprozess wird das knorpelige Pfannendach charakteristisch deformiert, wenn der Hüftkopf aus der Pfanne nach oben gleitet und die knorpeligen Anteile des Labrum acetabulare je nach Typ vor sich her schiebt oder aber in die leere Urfanne „zurückschlägt“.

Die Begriffe „Luxation“ und „Subluxation“ sind unter der Vorstellung, daß sich die Sonographie mit der Erfassung der pathoanatomischen Verhältnisse beschäftigt, durch die Begriffe „zentriertes“ und „dezentriertes“ Gelenk abgelöst worden.

Die standardisierte Schnittbildebene stellt die knöchernen und knorpeligen Verhältnisse im Gelenk dar und muss aus Gründen der Reproduzierbarkeit drei charakteristische anatomische Punkte enthalten.

Der Unterrand des Os ilium stellt die wichtigste Struktur dar, da sie annähernd in der Mitte des Acetabulum liegt und die Schnittebene bei korrekter Darstellung im Zentrum der Pfanne liegt.

Die Schnittebene liegt in der Mitte des tragenden Pfannendachanteiles- ventral oder dorsal davon gelegte Schnitte ergeben unterschiedliche Ausprägungen von knöchernen und knorpeligen Anteilen des Pfannendaches. Das Labrum acetabulare sollte senkrecht getroffen sein, so wird gewährleistet, dass das Hüftgelenk nicht schräg getroffen ist. Zusätzlich werden drei verschiedene Messlinien, die Grundlinie, die Pfannendachlinie und die Ausstellungsline definiert. Die Grundlinie liegt der Knochenlamelle des Os ilium seitlich an und ver-

läuft parallel zur Körperachse. Die Pfannendachlinie berührt den Unterrand des Os ilium und läuft tangential am knöchernen Erker.

Bei Hüftgelenken, die bereits dezentriert sind, müssen diese verbindlichen Standardeinstellungen möglicherweise missachtet werden, denn hier ist für den Verlauf der Erkrankung und die Therapie entscheidend zu wissen, ob der Hüftkopf das knorpelige Pfannendach vor sich her schiebt, oder ob es sich nach unten eingeschlagen hat. Die Position des Schallkopfes wird zur Klärung weiter nach dorsal aus der Standardebene heraus verändert.

Zur Beurteilung definiert Graf zwei Winkel. Der Winkel zwischen dem lateralen Rand des Os ilium (Grundlinie) und der Verbindungslinie zwischen Pfannenerker und Y- Fuge (Pfannendachlinie) wird Alpha- Winkel genannt. Er beschreibt die knöcherne Überdachung. Der Ausstellungswinkel verläuft tangential am knöchernen Erker und am Labrum acetabulare. Der Winkel zwischen der Grundlinie und der Verbindungslinie zwischen Pfannenerker und Labrumtangente (Ausstellungslinie) wird als Beta-Winkel bezeichnet. Dieser Winkel wird zur Feindifferenzierung herangezogen.

Sonographische Hüfttypen nach Graf [40,41]

Typ I- Hüftgelenke

Die reifen Typ I- Hüften weisen einen Alphawinkel von mehr als 60 Grad auf. Eine detaillierte Beschreibung des Betawinkels unterteilt die morphologischen Varianten Typ Ia und Typ Ib. Der Unterschied liegt hier in einem schmalen Pfannendach bei gleichwertiger knöcherner Ausformung der Pfanne. Diese Unterteilung ermöglicht in Zukunft, prognostische Aussagen über maßgebende präarthrotische Deformitäten bei Pfannendacharthrose zu machen.

Typ II- Hüftgelenke

In diese Kategorie fallen Hüftgelenke, die als physiologisch unreif bzw. reifungsverzögert beschrieben werden. Der knöcherne Erker ist ausreichend bis mangelhaft angelegt und der knorpelige Erker umfasst den Femurkopf.

Sind die Hüftgelenke jünger als 3 Monate, dann werden sie als physiologisch unreif bezeichnet (Typ IIa), Hüftgelenke, die in ihrer Morphologie den Typ IIa – Hüften gleichen, aber älter als 3 Monate sind, werden als „verknöcherungsverzögert“ bezeichnet und erfüllen in Befund und Therapie die Kriterien einer „Dysplasie“ (Typ IIb).

Längsschnittstudien haben ergeben, dass innerhalb des Typ IIa- Bereiches manche Gelenke ihr natürliches Korrekturpotential nicht ausfüllen und in ihrer Entwicklung gehemmt werden. Diese Befunde werden als „physiologisch unreif mit Reifungsdefizit“ oder Typ IIa- minus bezeichnet (Mindestreifungsgrad Alpha-Winkel unter 55°). Winkelwerte oberhalb des zu erwartenden Mindestreifungsgrades (größer 55°) werden als „physiologisch unreif altersentsprechend“ bzw. Typ IIa- plus bezeichnet.

Typ IIc –Hüftgelenke weisen primär eine hochgradig mangelhafte knöcherne Formsicherung auf, dies korreliert mit Alpha- Winkeln unter 50° . Sie werden unabhängig vom Lebensalter klassifiziert und erfordern den raschen Therapiebeginn.

Aus der Feststellung der mangelhaften knöchernen Formgebung ergibt sich die Möglichkeit des sonographischen Nachweises einer Instabilität während der sogenannten dynamischen Untersuchung.

Hier ist der Knorpelwinkel Beta von entscheidender Bedeutung; bleibt er unter Stress unterhalb von 77 Grad (d.h. das knorpelig präformierte Pfannendach mit dem Labrum acetabulare lässt sich nicht über ein definiertes Maß hinausdrängen) spricht man vom „Typ IIc-stabil“.

Steigt Beta über 77 Grad unter Stress an, so handelt es sich um einen Gelenk „Typ IIc-instabil. Der Knorpelwinkel Beta ist hier typbestimmend, weil er die Verformung des Pfannendachknorpels unter Stress ausdrückt und quantifiziert.

Ein Hüftgelenk, welches bei einem Alphawert zwischen 43 und 49 Grad Beta-werte über 77 Grad (sogenannter Dezentrierungsbereich) aufweist, wird als „Typ D“, ein „am dezentrierendes Gelenk“ bezeichnet.

Dieser Hüfttyp liegt im Grenzbereich zwischen den hochgradig reifungsgestörten, ohne Stress noch zentrierten Typ IIc- Gelenken und den massiv dezentrierten III- und IV- Hüften und bildet den ersten Grad der Dezentrierung.

Typ III/IV (Dezentrierte Hüfte)

Diese Hüften weisen einen Alpha- Winkel von weniger als 43 Grad auf. Entscheidend für die weitere Einstufung und damit auch die Prognose ist das Verhalten des knorpelig präformierten Pfannendaches, welches in der Sonographie gut zu beurteilen ist.

Typ III: Der dezentrierte Hüftkopf schiebt das Pfannendach „vor sich her“ nach cranial, das Perichondrium verläuft aufwärts. Die Reposition gelingt unter konservativer Therapie meist problemlos (Typ IIIa), lediglich bei pathologischen Strukturstörungen des Knorpels (Typ IIIb) muss mit Komplikationen gerechnet werden.

Typ IV: Der Pfannendachknorpel wurde durch den dezentrierten Hüftkopf nach medio-kaudal verdrängt und stellt ein Repositionshindernis dar. (Das Perichondrium ist muldenförmig eingezogen und kommt in der Urfanne zu liegen. Dieser Befund bedeutet ein konservativ kaum behebbares Repositionshindernis und bedarf der operativen Behandlung).

Die frühe sonographische Diagnose von Vorläuferstadien (Typ IIc, Typ D) postpartal verhindert das Auftreten des Typ IV im weitesten Sinne und ist somit eine absolute Seltenheit geworden.

Mit Hilfe eines Sonometers kann anhand der alpha- und beta- Winkel der Hüfttyp bestimmt werden (Abb. 2).

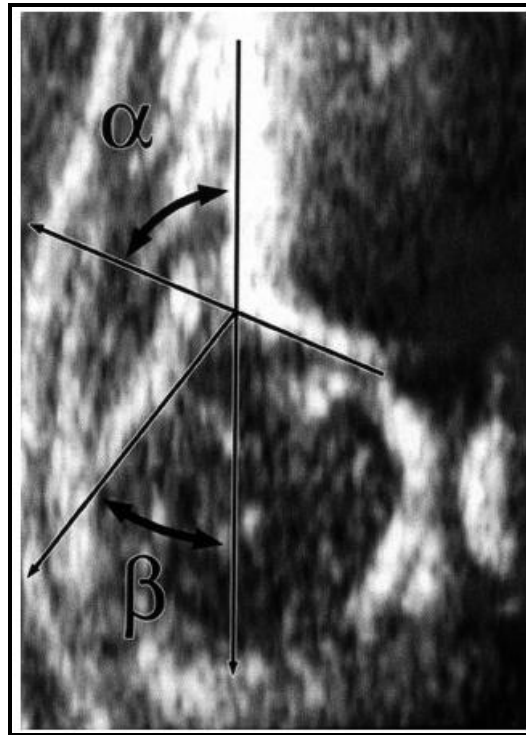


Abb. 1 Strukturen und Winkel im Ultraschallbild

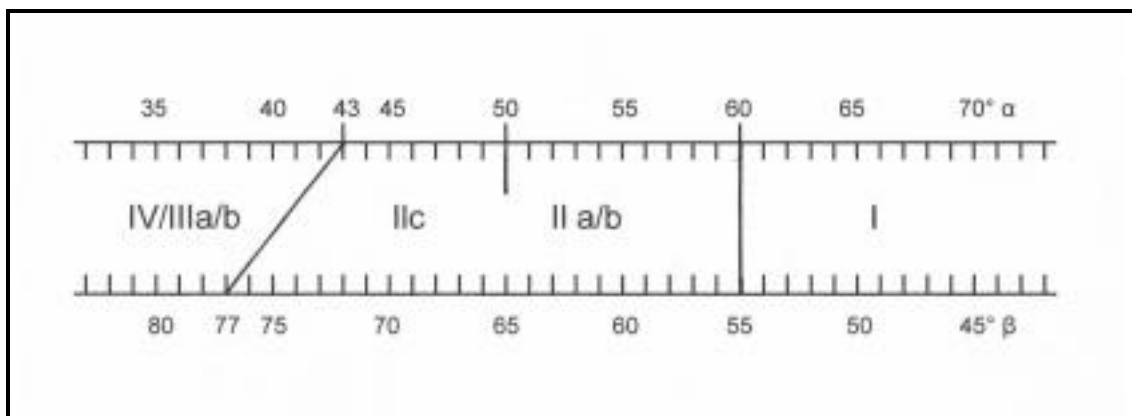


Abb. 2 Sonometer

Röntgendiagnostik

Jenseits des 1. Lebensjahrs hat die Beckenübersichtsaufnahme als Standard einen zunehmenden Stellenwert, da knöcherne Strukturen besser dargestellt werden können. Mit zunehmendem Wachstum geht die knorpelige Präformierung in die Verknöcherung über. Ebenfalls große Bedeutung hat die Röntgendiagnostik in der Darstellung der ossären Beckenstrukturen.

Die Indikation zum Röntgen ergibt sich bei unklaren Sonographiebefunden während des 1. Lebensjahres, zwecks Kontrolle eines Repositionsvorganges nach Gipsanlage und zur Verlaufskontrolle.

Die Beurteilung erfolgt anhand der Hüftkopfentwicklung und dessen Zentrierung in der Pfanne, dem Luxationsgrad nach Tönnis [109] und durch die Angabe der nachfolgenden Winkelmaße.

Die wichtigsten Winkelmaße sind der Pfannendachwinkel (AC- Winkel) und der Center- Edge (CE)- Winkel nach *Wiberg*, der jedoch erst ab dem 5. Lebensjahr seine Bedeutung erlangt.

Der *AC-Winkel/ Pfannendachwinkel nach Hilgenreiner* (Abbildung 3) wird gebildet durch die Hilgenreiner-Linie, eine Waagerechte durch die Y-Fuge beider Hüftgelenke, die den kaudalsten Punkt des Pfannendaches berührt und einer Linie, die von diesem Punkt zum äußeren Pfannendacherker verläuft, welcher am Ende der Sklerosierungslinie liegt. Der Pfannendachwinkel ist bei der dysplastischen Hüfte typischerweise vergrößert. Dieser Winkel kann auch beim Kleinkind bestimmt werden.

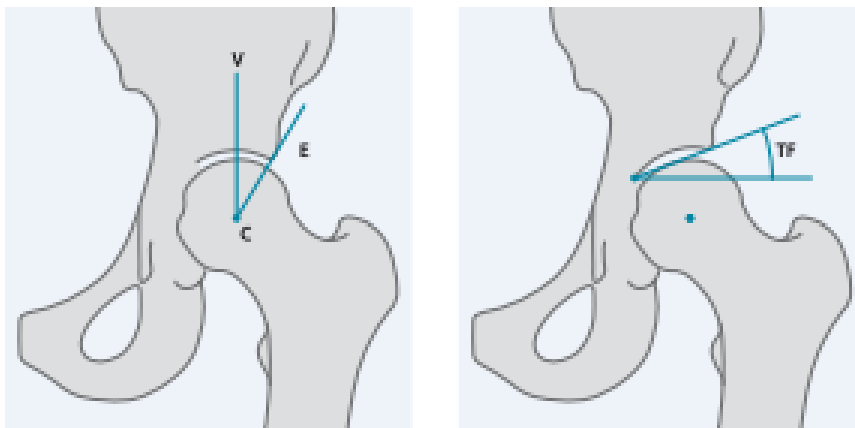


Abb. 3 CE- und AC- Winkel

Der *Centrum-Ecken-Winkel nach Wiberg (CE-Winkel)* wird zwischen einer Parallelen der Körperlängsachse durch das Zentrum des Hüftkopfes und einer Geraden vom äußeren Pfannenerkerrand zum Hüftkopfmittelpunkt gemessen.

Der CE-Winkel ist bei der Hüftdysplasie meist verkleinert. Er lässt sich erst ab etwa dem 5. Lebensjahr mit genügender Zuverlässigkeit messen.

Arthrographie und Computertomographie

Ist eine geschlossene Reposition aufgrund von Repositionshindernissen erforderlich, erfolgt die Darstellung des Hüftgelenkes mittels Injektion von Kontrastmittel unter Bildwandler. Diese Untersuchung kann kombiniert werden mit einer *Magnetresonanztomographie (MRA)*, hier können vor allem Labrumpathologien diagnostiziert werden. So kann im Rahmen der Behandlung die optimale Position des Hüftkopfes in der Pfanne eingestellt werden [26].

Die *Computertomographie* wird aufgrund der Strahlenbelastung nur selten eingesetzt und bedarf der strengen Indikationsstellung. Hilfreich ist sie bei der präoperativen Planung von komplexen dreidimensionalen Beckenkorrekturen.

2.4 Therapie: Allgemeines

Die Behandlung der Hüftdysplasie richtet sich streng nach der pathoanatomischen Ausgangssituation und verfolgt den Grundsatz, dass das einzusetzende Behandlungsmittel immer die optimale biomechanische Einstellung des Hüftgelenks erreichen soll.

Das Ziel ist die Rückführung der pathoanatomischen Veränderungen in altersentsprechend anatomische Normzustände

Anhand der Hüftreifungskurve soll das altersabhängige Ossifikationspotential des Hüftgelenks ausgenutzt werden.

Therapiebeginn sollte so früh wie möglich, direkt nach der Geburt, spätestens bis zum Beginn der 5. Lebenswoche, sein.

Bei der Therapie sollte eine Vermeidung von Schäden bestehender Strukturen, insbesondere der Wachstumszonen im Hüftgelenk und Hüftkopfnekrosen, höchste Priorität haben.

Prinzipiell stehen konservative und operative Therapieverfahren zur Auswahl. Die Art der Behandlung richtet sich nach der Schwere und Art der Hüftdysplasie und soll mit ihren Indikationen im Folgenden erläutert werden.

2.5 Konservative Therapie

Grundlage der konservativen Behandlung bildet die Klassifikation nach Graf [39]. Sie enthält die Phasen der Reposition, Retention und Nachreifung.

Repositionsphase

Dezentrierte Gelenke, die den sonographischen Typen D, IIIa, IIIb und IV entsprechen, müssen primär wieder zentriert eingestellt werden. Dies bedeutet, der Hüftkopf muss wieder in seine Urfanne reponiert werden.

Die Reposition kann bei sonographischer Frühdiagnose durchaus manuell erfolgen, ohne dass eine Traumatisierung des Gelenks befürchtet werden muss. Bei älteren Kindern muss bedacht werden, dass eine spontane Reposition aufgrund von sekundären Veränderungen nicht unbedingt problemlos gelingt, so dass hier die Anlage einer Pavlik-Bandage oder die Extensionsbehandlung erfolgen muss [74].

Durch die dynamische Sonographie (Zug, Abduktion, Innenrotation) kann abgeschätzt werden, ob eine manuelle Reposition erfolgen kann oder eine Extensionsbehandlung erfolgen muss.

Nicht immer ist eine genau zentrische Einstellung des Hüftkopfes möglich, vielmehr handelt es sich um einen dynamischen Prozess, in dem der Pfannendachknorpel langsam remodelliert wird und so der Hüftkopf in seine physiologische Lage zurück gelangt. Vermehrter Druck und verstärkte Abduktion über 50° sind wegen der Gefahr von Hüftkopfnekrosen zu vermeiden.

Retentionsphase

Die reponierte Stellung des Hüftkopfes muss dauerhaft gehalten werden, ansonsten ist eine anatomisch korrekte Einstellung des Hüftgelenks nicht zu erreichen. Die knorpeligen Strukturen des Pfannendaches, sekundäre Veränderungen, das inkongruente Kopf-Pfannensystem und die schlaffe Gelenkkapsel verhindern eine primäre Fixation des Hüftkopfes in der Pfanne und würden eine Relaxation leicht zulassen.

Das Behandlungsprinzip beruht auf der sicheren Fixation des Hüftkopfes in der Pfanne, ohne dass Pfannendach zu belasten.

Eine „pfannendachentlastende“ Stellung wird durch Flexion von mindestens 90° und Abduktion von 45-50° im Hüftgelenk erreicht.

Die Behandlung erfolgt hüfttyp- und altersgerecht im Becken- Bein- Gips nach Fettweis [33] oder mit verschiedenen Retentionsorthesen, zum Beispiel der Pavlikorthese.

Liegen luxierte, aber reponible Hüftgelenke vor, erfolgt die Behandlung nach Arthrografie und geschlossener Reposition im Becken- Bein- Gips nach Fettweis über 5-6 Wochen.

Als Ausnahme gelten die instabilen Typ IIc- Gelenke, die bei Diagnosestellung in den ersten beiden Lebenswochen in einer Beugespreizhose behandelt werden können. Die Therapiekontrolle nach 3-4 Wochen entscheidet über das weitere Vorgehen; ist die Hüfte nicht stabiler geworden, folgt der Fettweisgips.



Abb. 4 Pavlikorthese



Abb. 5 Fettweisgips

Nachreifungsphase

Nach erfolgter Retention entspricht die biomechanische Situation des Gelenkes noch nicht der physiologischen Situation. Der Hüftkopf ist zwar tief in der Pfanne zentriert, das knorpelige Pfannendach ist jedoch noch nicht ausreichend ossifiziert und für auftretende Druck- und Scherkräfte noch äußerst vulnerabel.

Eine Nachreifungssorthese in Sitzhockstellung soll pfannendachentlastend wirken, Strampelbewegungen der Beinchen sind erwünscht solange keine pathologischen Kräfte auf das Pfannendach wirken. Sie sind zudem für die Knorpelernährung wichtig.

Hüftgelenke, welche stabil, aber sonographisch noch nicht völlig ausgereift sind, bedürfen dieser Nachbehandlung (Typ IIc stabil, IIb und IIa minus).

Zum Einsatz kommen hier Hüftbeugeschienen, die die Sitz- Hock- Stellung gewährleisten.

Die Behandlung sollte bis zur sonographischen Ausreifung erfolgen. Um im weiteren Verlauf Restdysplasien frühzeitig diagnostizieren zu können, werden Kontrollen bis zum Wachstumsabschluss empfohlen [2, 38].

2.6 Operative Therapie

Die Hüft dysplasie ist eine der häufigsten Ursachen für die Entwicklung einer Sekundärarthrose, die nicht selten den endoprothetischen Ersatz des Hüftgelenkes zur Folge hat. Das Neugeborenen screening hat dazu geführt, dass immer mehr Kinder frühzeitig behandelt werden und ein operatives Einschreiten verhindert werden kann.

Verspätet diagnostizierte und konservativ erfolglos behandelte Hüft dysplasien müssen operativ behandelt werden, weil gleichzeitig mit dem Wachstum bei fortbestehender Dysplasie sekundäre Formveränderungen des Gelenks und Verkürzungen des Bewegungsapparates auftreten können.

Das Ziel ist wie bei der konservativen Therapie, Form und Funktion des Hüftgelenkes wiederherzustellen, um spätere Folgeschäden zu vermeiden.

Die optionale operative Therapie kommt in Frage bei der verspäteten Erstdiagnose dezentrierter Hüften in Bezug auf die offene oder geschlossene Reposition genauso wie für Restdeformitäten bei bereits vorbehandelten Dysplasien.

Offene Reposition

Die Indikation zur offenen Reposition ist gegeben, wenn eine angeborene Hüftgelenk dysplasie zur primären Luxation führt, welche durch konservative Maßnahmen nicht reponierbar ist. Die pathologischen Veränderungen im Bereich des Pfannendaches und ein gegebenenfalls vorliegendes Repositionshindernis in der Pfanne lassen eine konservative Therapie dann nicht zu, da sich der Kopf in die Pfanne geschlossen nicht einstellen lässt.

Zwei hauptsächlich angewandte Zugänge finden Verwendung; der anteromediale Zugang nach Ludloff [67] und der anterolaterale Zugang modifiziert nach Smith- Petersen [104]. Der anteromediale Zugang wird vorwiegend für Patienten bis 24 Monate gewählt. So können bedeutende Repositionshindernisse direkt beseitigt werden.

Besteht bei älteren Kindern über 2 Jahren die Indikation zur offenen Reposition, sollte der anterolaterale Zugang verwendet werden. Oft sind hier zusätzliche Maßnahmen wie Femur- Derotations- und Valgisierungsosteotomien, Kapselraffungen und Acetabuloplastiken erforderlich [117].

Über einen anterolateralen Zugang wird die Gelenkkapsel eröffnet, das Ligamentum teres reseziert und hypertrophisches Fettgewebe aus der Urfanne entfernt. Unter Abduktion und Innenrotation wird der Hüftkopf zentriert. Selten ist bei hochgradiger Instabilität nach Abschluss weiterer Operationsmaßnahmen am Femur und am Becken eine temporäre Transfixation mit einem Kirschner-Draht transacetabulär erforderlich. Hüftkopfnekrosen müssen trotz der kurzen Fixationszeit befürchtet werden, gerade wenn es sich um eine hohe Luxation gehandelt hat und das Femur nicht ausreichend verkürzt wird. Vorteil der Einstellung ist neben der Zentrierung die Wiederherstellung der Mechanik und Morphologie des Hüftgelenkes, welches dann wieder nachreifen kann, wenn eine Druckbelastung des Gelenks erfolgt.

Umstellungsosteotomie am Femur

Eine Valgusstellung des Femurs wird gegebenenfalls durch intertrochantäre Knochendurchtrennung (Osteotomie) korrigiert und mit Drähten oder in der Regel mit einer Platte fixiert. Je nach Ausmaß der Luxation muss das Femur verkürzt werden, was bei hohen Luxationen in der Regel erforderlich ist [111].

Reorientierende Operationsverfahren am Acetabulum

Meistens ist zusätzlich eine Verbesserung der Überdachung des Hüftgelenkes mit einer Acetabuloplastik oder Beckenosteotomie erforderlich. Diese werden unterteilt in einfache und komplexe *reorientierende Osteotomien* und *extraartikuläre Augmentationsplastiken* [111].

Zu den *reorientierenden Osteotomien* gehören als Acetabuloplastiken die Pemperton- [81], die Dega- [30] sowie die Salter- Osteotomie [99] als einfache Beckendurchtrennungen. Auf letztgenannte wird im speziellen Teil näher eingegangen. Die Hüftgelenkzentrierung wird bei diesen Verfahren durch eine verbesserte anteriore, laterale und posteriore Überdachung erreicht. Der Operationszeitraum sollte zwischen dem 2. und 10. Lebensjahr liegen, da eine hohe Flexibilität des Beckens notwendig ist, um entsprechende Korrekturen vornehmen zu können [53]. *Komplexe Beckenosteotomien* nach Steel [106], Tönnis [108] und Ganz [37] haben ein höheres Korrekturpotential wenn höhergradige Dysplasien im Kinder-, Jugend- und Erwachsenenalter behandelt werden sollen.

Extraartikuläre Augmentationsplastiken sind indiziert, wenn Hüft dysplasien mit Luxationen vorliegen und eine Reposition des Hüftkopfes durch inkongruente Gelenkpartner verhindert wird. Hierzu werden die Chiari-Osteotomie [20, 84] und Shelf-Osteotomie [105] gezählt. Eine bessere Überdachung des dysplastischen Acetabulum wird mit extraartikulären Knochenanteilen erreicht.

Im Rahmen der Hüftgelenksdysplasie beeinflussen sich die pathologischen Veränderungen des lateralen Pfannenerkers und die Entwicklung des Schenkelhalses gegenseitig. So kann eine zunehmende Coxa valga et antetorta resultieren. Ist die Deformität ausgeprägt und kombiniert mit einer Pfannendysplasie, ist eine *Intertrochantäre Derotations- Varisations- Osteotomie (DVO)* indiziert

[10, 73]. Dieser Eingriff kann in Kombination mit reorientierenden Beckenosteotomien erfolgen, auch wenn keine Schenkelhalspathologie vorliegt [34]. Ziel ist die Zentrierung und Druckentlastung des Gelenks.

2.7. Die Salter- Beckenosteotomie

Salter führte diese Methode 1961 als "Osteotomia innominata" [100] ein. Als Pfannendachplastik benutzte er einen Beckenspan zur Verbesserung der Pfannenüberdachung. Das Korrekturziel ist eine Verbesserung des AC- Winkels auf altersentsprechende Werte, wobei Salter einen durchschnittlich erzielten Korrekturwinkel von 12° Grad errechnet. Der Vorteil der Salter- Beckenosteotomie liegt darin, dass sie im Vergleich zu den Acetabuloplastiken technisch einfacher ist und die Pfanne inklusive des bedeckenden Knorpels nicht tangiert wird, so dass keine Schädigung der Wachstumszone der Pfanne in der Y-Fuge möglich ist [48]. Zudem wird eine bessere Stabilisierung des Hüftkopfes und physiologische Überdachung der Pfanne mit hyalinem Knorpel erreicht. Als Nachteil ist die Schaffung einer Beckendeformität anzusehen, die das Hüftgelenk zusätzlich nach distal und lateral verlagert und so zu Weichteilspannungen führen kann. Ebenso ist das eingeschränkte Korrekturmaß von Nachteil so dass vorwiegend Dysplasien des ventralen Pfannendachs mit dieser Methode behandelt werden sollten. Das von Saleh et. al [98] beschriebene Korrekturpotential ('remodeling potential') der kindlichen Hüfte- führt allerdings dazu, dass in den meisten Fällen keine Deformität zurückbleibt und somit den Erfolg dieser Behandlungsmethode bestätigt.

Indikationen

Salter sieht die Beckenosteotomie in allen Fällen der Hüft dysplasie zwischen 15 Monaten und 6 Jahren indiziert, selbst bei jungen Erwachsenen in der Frühphase arthrotischer Veränderungen kann diese Methode noch angewandt werden [100].

Aus den über die vergangenen Jahrzehnte gemachten Erfahrungen haben sich Indikationen, relative und absolute Kontraindikationen ergeben. Folgende Darstellung bezieht sich auf die angegebenen Autoren [66, 71, 72, 100, 121].

Die Indikation betrifft das 2. bis 6. Lebensjahr, im Einzelfall auch Jugendliche.

Nach der radiologischen Einteilung Hüftdysplasiegrade I und II [109], in Kombination mit einer offenen Reposition auch Grad III und IV. Der AC- Winkel sollte weniger als 40° Grad betragen. Relative Kontraindikation sind eine starke Bewegungseinschränkung, gebärfähiges Alter (Geburt via naturalis) sowie frühere Derotationsosteotomie. Absolute Kontraindikation stellen eine noch ungenügende Zentrierung des Hüftkopfes nach Reposition, die irreparable Kontraktur der Adduktoren und eine Inkongruenz der Gelenkflächen dar.

Operationstechnik

War vor der Operation eine geschlossene Reposition erfolglos, so muss vor der Osteotomie eine offene Einstellung des Hüftkopfes erfolgen.

Sind die Patienten deutlich älter als 6 Jahre, sind Zwei- oder Dreifachosteotomien erforderlich, da es mit zunehmendem Alter schwieriger wird, das Acetabulum ohne Osteotomie einzustellen.

Die Lagerung des Kindes erfolgt auf dem Rücken liegend, die zu operierende Beckenseite kann erhöht gelagert werden. Die Haut wird im vorderen Beckenrandschnitt eröffnet, beginnend am mittleren Drittel des Darmbeinkammes, über die Spina iliaca anterior superior nach distal in Richtung Symphyse. Das Intervall zwischen M. tensor fasciae latae lateral und dem M. sartorius und M. rectus femoris medial wird eröffnet. Die Darmbeinapophyse wird von Weichteilgewebe befreit und gespalten. Der mediale Anteil der Apophyse wird mitsamt Periost von der Beckeninnenseite abgezogen, man erhält so den Zugang zur Incisura ischiadica. Ist eine offene Reposition erforderlich, so wird diese zunächst vollzogen. Das Periost der Incisura ischiadica wird abgehoben, hier ist die Nähe der A. glutea superior und des N. ischiadicus zu beachten. Eine Gigli- Säge wird unter dem Schutz von Knochenhaken hinter der Incisura ischiadica herumgeführt. Es erfolgt die horizontale Osteotomie des Os ilium auf Höhe der Spina iliaca anterior inferior. Die Osteotomie sollte nicht vollständig erfolgen, die dor-

sale Kontaktstelle an der Incisura sollte bestehen bleiben. Der vordere Anteil der Spina iliaca anterior superior wird dreieckig abgetragen oder Fremdmaterial als Keil gewonnen. Die beiden durchtrennten Beckenhälften werden mit Klemmen erfasst und der distale Anteil nach ventral und lateral rotiert, die Symphyse dient hier als Drehpunkt. Anschließend wird der Keil in den Spalt eingesetzt, die Basis des Keils liegt lateral. Zusätzlich zum Kompressionsdruck der Beckenhälften werden von der Crista iliaca aus zwei bis drei Kirschner- Drähte, fächerförmig von proximal lateral nach distal medial verlaufend, zur Fixierung der beiden Fragmente eingebracht. Salter verwendete ursprünglich einen Draht. Am Ende der Operation erfolgen die Röntgenkontrolle und der Wundverschluss [100].

Nachbehandlung

Standard ist heute noch der Becken-Bein-Gips für 6 Wochen, der direkt nach der Operation angelegt wird. Nach Gipsentfernung und Röntgenkontrolle können die Drähte in Narkose entfernt werden und die Mobilisierung des Kindes mit aktiven und passiven Bewegungsübungen wird begonnen. Zuerst wird stationär, später ambulant therapiert, wobei neben einer Gangschulung darauf zu achten ist, dass extreme Bewegungen wie forcierte Adduktion und/oder Außenrotation vermieden werden sollten. Bis zur Skelettreife sind Langzeitkontrollen erforderlich [99].

Komplikationen

Neben der intraoperativen Schädigung der A. glutea superior und des Nervus ischiadicus kann es durch mangelhafte Fixierung der Osteotomiefragmente zu einer Dislokation und nachfolgendem Korrekturverlust kommen. Gleichfalls kann die Frakturheilung durch zu geringen oder erhöhten Druck gestört sein und eine Pseudarthrose auftreten. Durch die Verschiebung der Pfanne nach caudal kann eine Druckerhöhung im Gelenk erfolgen und das Auftreten einer avaskulären Nekrose bedingen. Tönnis [108] fand diese schwerwiegende Komplikation in 8,4%. Eine Häufung wurde in Verbindung mit offener Reposition beobachtet [99]. Bei gleichzeitiger Osteotomie stieg die Rate auf 10,3%. Offenbar

hatte die Kombination beider Methoden zu einer Druckerhöhung im Gelenk geführt.



Abb. 6 radiologischer Verlauf nach Salter- Osteotomie

3. Biomechanische Grundlagen

3.1 Morphologie des Hüftgelenks

Im Hüftgelenk artikuliert das Caput femoris mit der Pfanne (Acetabulum), welches dem Os coxae angehört.

Das Acetabulum besteht aus einer halbkugeligen Fläche, die nur im Randbereich mit Gelenkknorpel bedeckt ist (Facies lunata). Zentral in der Pfanne liegt die knorpelfreie Fossa acetabuli, die mit einem Fettgewebepolster ausgefüllt ist, nach unten öffnet sie sich zur Incisura acetabuli.

Die Pfanneneingangsebene ist im menschlichen Becken um $57,25^\circ$ von der Frontalebene nach hinten gedreht und gegenüber der Horizontalen um $55,7^\circ$ aufgerichtet [13]. Die Pfanne wird nach außen hin durch ein Labrum articulare umfasst und vergrößert so den Bereich, in dem der Hüftkopf mit der Pfanne artikuliert. Das Labrum acetabulare überspannt in Form des Ligamentum transversum acetabuli die Incisura acetabuli und schließt so das halbkugelige Acetabulum zu einem geschlossenen Ring.

Das Caput femoris ist auf einer größeren Fläche von Gelenkknorpel bedeckt und hat nahezu Kugelform. Ausgespart bleibt die Fovea capitis, in der das Ligamentum capitis femoris anheftet.

Die beiden Gelenkpartner sind zwar von den Größenverhältnissen aufeinander abgestimmt, aber sie sind nicht kongruent zueinander, weil die Oberflächenkrümmungen unterschiedlich sind. Die Besonderheiten in Bezug auf die Lastübertragung werden im Teil Biomechanik beschrieben.

Das proximale Femurende besteht aus dem Trochantermassiv und dem Schenkelhals (Metaphyse).

Trochanter major und minor sind beides Apophysen (knöcherne Vorsprünge, die Muskeln als Ansatzstelle dienen), die dorsal durch die bogenförmige Crista intertrochanterica und ventral durch eine feinere Linea intertrochanterica verbunden sind.

Die Wachstumsrichtung des Schenkelhalses richtet sich sehr stark nach dem Druck über den Epiphysenfugen und ist nur dann in axialer Richtung gleichmäßig, wenn dies auch für die Druckverteilung gilt.

In der Embryonalzeit steht die Achse des Schenkelhalses fast senkrecht auf der Femurachse, dadurch besteht an der medialen Seite eine vermehrte Druckbelastung und führt zu einem unregelmäßigen Zuwachs an der Epiphysenfuge. Die Folge ist eine Aufrichtung des Schenkelhalses und eine Einstellung der Hüftgelenksresultierenden im rechten Winkel zu der Epiphysenfuge.

3.2. Entwicklung

Das Acetabulum wird gebildet aus den drei knöchernen Komponenten des Os coxae: Os ilium, Os ischium und Os pubis. Im Acetabulum laufen sie als knorpelige Y- Fuge zusammen, welche nur beim Kind röntgenologisch erkennbar ist und sich zwischen dem 14. und 16. Lebensjahr schließt.

Im knorpeligen Caput femoris beginnt kurz vor der Ossifikation der Femurdiaphyse die enchondrale Ossifikation des Kopfkernes (normalerweise im 3. Monat postnatal).

Nach der diaphysären Ossifikation ist der knöcherne Femurkopf durch die Epiphysenfuge vom Schenkelhals getrennt.

Die Ossifikation geht auf beiden Seiten der Epiphysenfuge unterschiedlich vonstatten; die Diaphyse zeigt mit dem Säulen- und Blasenknorpel das typische Muster des Längenwachstums.

Der Kopfkern wächst stärker in die Breite, hier fehlt der charakteristische Säulenknorpel, der für das Längenwachstum bestimmend ist [62].

3.3. Gelenkkapsel und Bänder

Das Labrum acetabulare an der Außenseite der Facies lunata besteht aus kollagenem Bindegewebe und umgreift den Femurkopf in größerem Umfang und bietet so einen gewissen Luxationsschutz.

Das Ligamentum capitis femoris entspringt in der Tiefe der Fossa acetabuli und führt die A. capitis femoris, einen Ramus acetabularis der A. obturatoria.

Die fibröse Gelenkkapsel entspringt am Acetabularrand und setzt an der Vorderseite an der Linea intertrochanterica an, hinten an der Crista intertrochanterica.

Die Gelenkhaut entspringt am Limbus acetabuli und verläuft bis zur Knorpel-Knochengrenze am Schenkelhals.

Die Gelenkkapsel wird verstärkt durch kräftige Bandstrukturen; das Ligamentum iliofemorale, ischiofemorale und pubofemorale [62].

3.4. Muskeln des Hüftgelenks

Eingelenkige Muskeln wirken ausschließlich auf das Hüftgelenk; dazu gehören die Aussenrotatoren des Femurs: Musculi gemelli, -obturator internus und -externus, -piriformis und -quadratus femoris.

Der am Femur inserierende Anteil des M. gluteus maximus ist einziger eingelenkiger Strecker.

Der M. iliopsoas ist Flexor im Hüftgelenk, als eingelenkige Hüftabduktoren wirken die M. gluteus medius und -minimus.

Adduktoren und zum Teil ebenfalls Außenrotatoren sind der M. pectineus, -adductor minimus, -brevis, -adductor longus und -magnus.

Zweigelenkige Muskeln wirken auf Hüft- und Kniegelenk. Extensoren im Hüftgelenk sind M. semitendinosus, -semimembranosus und -biceps femoris.

Flexoren sind der M. rectus femoris und der M. sartorius. Abduktoren sind die Spanner des Tractus iliotibialis M. tensor fasciae latae und M. gluteus maximus.

Einziger zweigelenkiger Adduktor ist der M. gracilis. Der M. sartorius ist Aussenrotator [62].

3.5. Biomechanik des Hüftgelenks

Näherungsweise kann das Hüftgelenk als ideales Kugelgelenk betrachtet werden. Die Gelenkpfanne bildet eine Halbkugelschale um den Hüftkopf. Beide Gelenkpartner werden von Kummer [61] mit einem sphärischen Koordinatensystem versehen und die geographischen Punkte benannt.

Der Rand der Gelenkpfanne bildet den Pfannenäquator, der tiefste Punkt der Halbschale den Pfannenpol P. Die Polachse verläuft durch das Zentrum C der Pfanneneingangsebene (Äquatorebene) auf den Pfannenpol zu. Das Pfannenzentrum C ist gleichzeitig Krümmungsmittelpunkt der Pfanne und des Femurkopfes und somit Drehzentrum des Gelenks.

Schenkelhalsachse und Femurschaftachse bilden zueinander den CCD- (Caput- Collum- Diaphysen)- Winkel. Bei Erwachsenen sollte der CCD- Winkel im Mittel bei 125° liegen, eine Abweichung von $\leq 120^\circ$ Grad heißt Coxa vara, ein CCD- Winkel $\geq 135^\circ$ bedeutet Coxa valga.

Die Projektion des Schenkelhalses auf die quere Kondylenachse ergibt eine fälschlicherweise bezeichnete Antetorsion des Femurkopfes gegenüber dem Femurschaft. Kummer [63] konnte zeigen, dass es sich vielmehr um eine Ventralkippung handelt. Die klinische Bezeichnung Antetorsion hat weiter Bestand und beträgt im Mittel 12° Grad. Die tatsächliche Antetorsion muss bei der Bestimmung des CCD- Winkels aus einem Röntgenbild beachtet werden, weil er ansonsten perspektivisch zu groß ermittelt wird.

Die Gelenkmechanik wird beeinflusst durch die Parameter Schenkelhalslänge und Länge und Winkelstellung des Trochanter majors zur Femurschaftachse. Je größer Schenkelhals- und Trochanterachse und Trochanterwinkel und je kleiner der CCD- Winkel, desto größer wird der Hebelarm der Hüftabduktoren. Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk mit drei Freiheitsgraden der Bewegung. Daraus ergeben sich für die horizontale Achse Beugung und Streckung, für die Transversalachse Ab- und Adduktion und um die Längsachse des Gelenks die Rotationsbewegung. Die Rotationsachse weicht aufgrund des CCD- Winkels deutlich von der Femurschaftachse ab. Alle Achsen laufen durch das Drehzentrum C.

Als Normwerte im aufrechten Zweibeinstand gelten folgende Werte:

Flexion- Extension 130° - 0° - 12° , Abduktion- Adduktion: 45° - 0° - 30° und Außen- und Innenrotation 50° - 0° - 40° .

Generell ist festzustellen, wenn sich ein beliebiges Gelenk in Ruhe befinden soll, müssen alle auf das Gelenk einwirkenden Kräfte sich gegenseitig aufhe-

ben. In diesem Fall läuft die Resultierende aus allen am Gelenk angreifenden Kräften durch das Drehzentrum des Gelenks.

Grundlage für die maßgebende Beanspruchung ist das Einbeinstandmodell von Pauwels [79, 80]. Dies gilt neben statischen Betrachtungen auch für dynamische Modelle. Bergmann [8] zeigte, dass die Kräfteverhältnisse während des normalen Gehens (4km/h) in etwa den Beanspruchungen des Einbeinstandes entsprechen.

Beim Einbeinstand wirkt das Körpergewicht G_5 (nach Pauwels Kopf, Rumpf, zwei Arme, ein Bein) adduzierend auf das Hüftgelenk. Um das Becken in der Frontalebene waagrecht zu halten, muß eine abduzierende Muskelkraft entgegenwirken. Durch ein Kräfteparallelogramm wird die auf das Hüftgelenk resultierende Kraft R bestimmt.

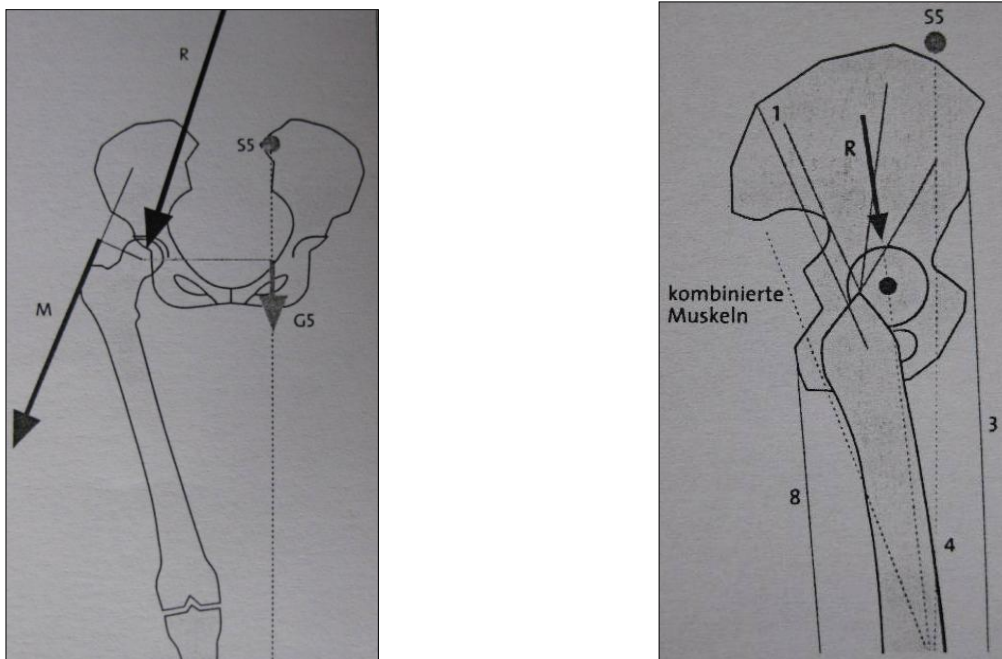


Abb. 7 Gleichgewicht am Kugelgelenk, Bsp. Hüftgelenk

Beim aufrechten Stand liegt in der Sagittalebene ein Beugemoment vor, da der Schwerpunkt der einwirkenden Kraft G_5 ventral des Hüftgelenks liegt. Kompensierend wirken als Hüftextensoren der M- gluteus maximus und die ischiokrurale Muskulatur. Auf der Seite der Muskulatur sind mehr Kräfte vorhanden, als benötigt werden, um ein Kraftgleichgewicht zu erreichen. Aus diesem Grund nennt man diese Situation „statisch unbestimmt“.

Die einwirkende Gelenkkraft auf das Hüftgelenk verläuft von dorso-kranial nach kaudo-ventral, der Winkel ist abhängig vom Kraftverhältnis der beteiligten Muskulatur.

In der Frontalebene wirken sowohl der Tractus iliotibialis als auch die Hüftabduktoren dem Adduktionsmoment des Körpergewichts entgegen. Die Kraftresultierende sollte zu einer gleichmäßigen Spannungsverteilung am Pfannendach führen („Sourcil“) [79]. Bei normalem Schenkelhalsschaftwinkel (CCD) verläuft die Kraftresultierende um ca. 16° von kranial- medial nach kaudal- ventral geneigt [111].

Die Belastung des Hüftgelenks durch die Hüftgelenkresultierende R ergibt sich wie oben beschrieben aus dem Adduktionsmoment des Körpergewichts und dem Abduktionsmoment der Hüftabduktoren. Die Belastung des Hüftgelenks kann indirekt an der Sklerosezone („Sourcil“) im Pfannendachbereich abgeschätzt werden und lässt einen Rückschluss auf die Druckverteilung im Gelenk zu. Die Sklerosezone steigt nach lateral an, je steiler die Hüftgelenkresultierende verläuft. Dies ist im Röntgenbild als Pauwels- Dreieck [79] erkennbar.

Die Kräfte, die auf das Hüftgelenk wirken, sind seit Untersuchungen aus den 60er Jahren [97] bekannt. Beim Einbeinstand ergaben die Untersuchungen, dass das 2,6fache Körpergewicht auf das Hüftgelenk wirkt. Beim langsamen Gehen ergibt sich die Belastung des 1,6fachen Körpergewichtes und beim Laufen das 5fache des Körpergewichtes.

Varus- und Valgusstellungen des Femurhalses haben Einfluss auf die Gelenkkraft, weil sich der Muskelhebelarm und die Zugrichtung der Abduktoren ändern. Bei Coxa valga mit einem CCD- Winkel von mehr als 125° verkürzt sich der Hebelarm der Muskulatur bei gleich bleibendem Hebelarm des Körpergewichtes. Für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes ist eine größere Muskelkraft erforderlich und die Gelenkbelastung steigt an, was im Falle dysplastischer Hüften von entscheidender Bedeutung für die Ausbildung pathologischer Deformitäten sein kann.

Coxa vara mit einem CCD- Winkel kleiner 125° haben einen größeren Muskelhebelarm. Damit reduziert sich die erforderliche Muskelkraft im Gleichgewicht und damit auch die Gelenkbelastung deutlich. Von Nachteil ist eine erhöhte Biegespannung des Femurhalses, weil der auf den Knochen einwirkende Momentarm größer wird. Ebenso sinkt die absolute Muskelkraft der Abduktoren, weil sie unterhalb ihrer Ruhelänge verkürzen können.

Wichtige Faktoren für die Statik des Hüftgelenks sind Formabweichungen der Gelenkkontur, wie sie bei einer dysplastischen Pfanne vorkommen. Bei einer dysplastischen Gelenkpfanne kommt es zu einer vermehrten Scherbelastung des Pfannenrandes und einem Abgleiten des Hüftkopfes nach kranial.

Das Hüftbein (Os coxae) entsteht aus der Verschmelzung der drei Knochen Darmbein (Os ilium), Sitzbein (Os ischium) und Schambein (Os pubis). Die drei Knochen sind bei Geburt knorpelig über die Y- Fuge im Acetabulum verbunden, welche sich vollständig erst im Pubertätsalter schließt [61].

Auf die detaillierte Darstellung der Biomechanik des vorderen und hinteren Beckenrings mit der Symphyse sowie den Iliosakralgelenken wird an dieser Stelle nicht näher eingegangen [61,80].

4. Material und Methode

Der experimentelle Teil der Studie begann mit der Entwicklung eines Modells, anhand dessen die Operationsmethode der Salter- Osteotomie erlernt wurde und die ersten Versuche an der Materialprüfmaschine erfolgten.

Zwecks der Modelletablierung wurde eine Serie von Kunstknochenbecken (Sawbone) verwendet und nach der Osteotomie mit drei Kirschner- Drähten (K- Drähten) fixiert.

Die Datenerhebung der Studie erfolgte in einer Versuchsserie mit Becken vom Schwein. Diese entstammten einer frischen Schlachtung und wurden tiefgekühlt geliefert. Die Tiere befanden sich alle in dem etwa gleichen Lebenszyklus und Alter, da sie aus einer Schlachtung und aus einer Zucht gewonnen wurden. Die Becken waren vollständig von Muskulatur, Sehnen- und Bandapparat befreit, die gelenkigen Verbindungen an Symphyse und Iliosakralgelenk zum Kreuzbein gelöst und von der Wirbelsäule abgetrennt. Zur Kenntnis über die paarige Zusammengehörigkeit waren beide Beckenhälften zusammengebunden.

Es standen 46 einzelne Becken zur Verfügung, davon wurden 44 Becken bzw. 22 Beckenpaare operiert und getestet. Ein Beckenpaar wurde ohne Osteosynthese der Prüfung unterzogen und diente als Referenz. Pro Paar wurde jeweils ein Becken mit drei K- Drähten und ein Becken mit drei biologisch abbaubaren Implantaten (SmartPin[®]) versorgt, die Seitenauswahl geschah randomisiert.

Die bioresorbierbaren Implantate sind bislang für die operative Versorgung von Knochenbrüchen und Osteotomien zugelassen, die wenig gewichtstragende Kräfte aufnehmen müssen. Dazu zählen Operationen an den Fingern, am Handgelenk, an den Zehen und arthroskopische Eingriffe. Seitens des Herstellers wird eine Kontraindikation angegeben, Brüche und Osteotomien von kortikalem Knochen (Ausnahmen sind Fuß und Hand), von körporgewichttragendem spongiossem Knochen und Prozessen, die die kindlichen Wachstumsfugen betreffen, mit den Pins zu versorgen [122].

Je 10 Becken mit K- Drähten und 10 Becken mit Pins wurden einer zyklischen Belastung ausgesetzt. Weitere 12 Becken mit K- Drähten und 12 Becken mit Smart Pins erhielten eine Maximalbelastungsprüfung bis zum Versagen.

Das nicht operierte Beckenpaar wurde zyklisch belastet.

Die Schweinebecken wurden tiefgekühlt bei -30° Celsius gelagert und für die operative Versorgung über 2 Stunden aufgetaut, dann erfolgte die operative Versorgung und im Anschluss erfolgte deren Testung in der Materialprüfmaschine.

4.1 Osteosynthesematerialien

Biologisch abbaubare Polymere

Diese Materialien werden routinemäßig zur Osteosynthese in der Orthopädie und Unfallchirurgie eingesetzt. Vorwiegend finden sie ihren Einsatz bei der Fixation von Osteotomien, kleinfragmentären Frakturen und osteochondralen Läsionen [69, 88, 93, 115].

Erste bioresorbierbare Materialien wurden in den 1960er Jahren zur Vermeidung eines Zweiteingriffs zur Materialentfernung entwickelt [60]. Weite Verbreitung finden sie seit den 1980er Jahren in der Unfallchirurgie [3, 22, 50, 83, 84].

Diese synthetischen Polymere haben unterschiedliche chemische und physikalische Eigenschaften [24, 113].

Die wichtigsten synthetischen Polymere sind:

- Polylactid (PLA),
- Polyglycolid (PGA),
- Copolymere verschiedener Lactide
- und/oder Glycoliden,
- Polydioxanon (PDS),
- Polyhydroxybuttersäure (PHB),
- Polyorthoester (POE).

Teilweise wurden die Stoffe schon erfolgreich als Nahtmaterial verwendet. Um als Implantatmaterial verwendet werden zu können, mussten jedoch die mechanischen Eigenschaften und das Abbauverhalten angepasst werden.

Das Abbauverhalten verläuft über Hydrolyse und in geringem Maße auch durch enzymatischen Abbau, die Geschwindigkeit wird durch verschiedene Faktoren bestimmt. PLA und Copolymere aus PLA und PGA haben sich in Bezug auf die mechanischen Eigenschaften und die Degradierbarkeit zunehmend als geeignet erwiesen [23, 89].

Die mechanischen Eigenschaften der Polymere sind meist durch eine Vorzugsrichtung festgelegt, etwa bei Fadenmaterialien. Grenzen sind gesetzt durch die höhere plastische Verformung, welcher die Materialien im Vergleich zu Stahl unterliegen. Hierdurch sind Verklebungen oder Brüche im Knochengewebe bei hohen Kräften möglich. Die Eigenschaften der Polymere werden zudem durch das physiologische Niveau im Gewebe beeinflusst. Diese spezifischen Eigenschaften begrenzten den Einsatz bislang auf wenig lasttragende Anwendungen.

In verschiedenen Studien sind sterile Entzündungsreaktionen bei Verwendung von resorbierbarem Osteosynthesematerial beschrieben worden [31, 35].

Ebenso konnte gezeigt werden, dass die Gewebereaktion auf diese Materialien sehr mild abläuft und PLA deutlich langsamer als PGA abgebaut wird [14, 78].

Während des Degradationsprozesses können durch die Hydrolyse saure Abbauprodukte im Gewebe eine Entzündungsreaktion hervorrufen. Als Zellreaktion kommt es zum Einwandern von Makrophagen und Fremdkörperriesenzellen, am Ende wird das ehemalige Implantatlager bindegewebig oder knöchern gefüllt [21].

Neben komplikationslosen Abbauvorgängen sind aseptische Fisteln und Osteolysen beschrieben worden, allerdings ohne klinische Relevanz [116].

Diese Reaktionen scheinen von der Geschwindigkeit des Abbaus, der Oberflächenbeschaffenheit, der Zusammensetzung und der lokalen Durchblutung abzuhängen.

Innerhalb von 10 Tagen bis 6 Wochen verlieren PGA und PDS die Hälfte ihrer Ausgangsfestigkeit. Durch die Verwendung von Polylactid konnten die Degradationszeiten deutlich verlängert werden [23].

Beispiele mit guten Langzeiterfolgen sind der vielfältige Einsatz von Polylactidstiften bei Refixationen von kleinen Knochenfragmenten im Bereich von Knie- und Sprunggelenk, bei Radiusköpfchen- und Frakturen des Handskeletts [50, 83].

Generell werden die mechanischen Eigenschaften durch das Material selbst, dessen Molekulargewicht, Kristallinität und Viskosität bestimmt.

Grundlegende Fortschritte zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften konnten durch selbstverstärkende, „self- inforced“ – Polymere erreicht werden. Hierdurch liegt das Material in sich orientiert und amorph (unregelmäßig strukturiert) vor [24, 27].

Besonders die selbstverstärkten Polymere aus Polylactid zeichnen sich durch ihre mechanischen Eigenschaften, das Degradationsverhalten und die Biokompatibilität aus [57].

Das L- Isomer von PLA (PLLA) findet am häufigsten Verwendung in der Orthopädie.

Das D- Isomer (PDLLA) hingegen weist eine geringere Stabilität auf [44, 70].

In der klinischen Anwendung werden Komplikationsraten von 10% angegeben, davon je 4% bakterielle Infektionen und Fixationsverlust und 2% Fremdkörperreaktion. Dies jedoch nur bei Verwendung von PGA, für PLA wurde dies nicht gefunden [90, 92].

®

SmartPin

Die Implantate der Firma Conmed Linvatec, ehemals Linvatec Biomaterials Ltd. [122] werden in Finnland und in den USA hergestellt. Sie setzen sich zusammen aus einer Matrix und darin vernetzten Fibrillen des Polylaktids (zu 100% PLLA). Diese als „self- reinforced“ (selbstverstärkend) bezeichnete Verarbei-

tungstechnik soll eine hohe mechanische Ausgangsstärke und Steifheit der Stifte gewährleisten.

Die mechanischen Eigenschaften werden mit einer initialen Biegefestigkeit von 300 N/mm² und eine Scherfestigkeit von 220 N/mm² angegeben.

Die Sterilisation erfolgt mit Gamma- Bestrahlung. Innerhalb von 20-50 Wochen soll der Pin erstmals seine Festigkeit verlieren, die Auflösung erfolgt über einen Zeitraum, der ein bis mehrere Jahre andauern kann.

Zur Verfügung standen teils steril, teils unsteril verpackte Pins von 70mm Länge und 2,0mm Durchmesser, die bei einer empfohlenen Raumtemperatur von 15° bis 30° Celsius und normaler Luftfeuchte gelagert wurden.

4.2 Ileumeinbettung

Die Operationsmethode der Salter- Osteotomie sollte möglichst standardisiert erfolgen, um Einflüsse zu vermeiden, die in einer unsachgemäß durchgeführten Fixation der durchtrennten Becken begründet sind.

Die Salter- Osteotomie der Sawbone- und Schweinebecken erfolgte in einer eigens angefertigten Holzkiste mit den Maßen 30x12x5cm. Die stirnseitige Öffnung wurde mit einer durchsichtigen Acrylplatte versehen, eine weitere Acrylplatte wurde auf der Oberseite der Holzkiste mit Scharnieren befestigt zur Fixierung (*Abbildung 9*).

In die Acrylplatte an der Stirnseite wurden 3 Bohrkanäle integriert, diese dienten als Führung für die Drahtapplikation.

Die Modelletablierung am Kunstknochen erfolgte manuell ohne Führungskanäle. Zur Fixierung der Sawbone- und Kunstknochen wurde orthopädischer Trittschaum in 5cm Dicke genutzt. Dieser ermöglichte eine individuelle Anpassung der Schweinebecken, deren anatomische Varianz eine flexible Lösung erforderlich machte. Der Abdruck des Sawbonemodells in orthopädischen Trittschaum wurde mit medizinischem Gips verstärkt, der als standardisierte Form diente.

Die interindividuellen Unterschiede der Schweinebecken erlaubten den Einsatz einer standardisierten Schablone nicht, so dass jedes Becken in einen einzelnen Trittschaum gepresst werden musste. Die Fixierung in Trittschaum und

durch die Acrylplatte oberhalb, ermöglichte dennoch ein reproduzierbares operatives Ergebnis.

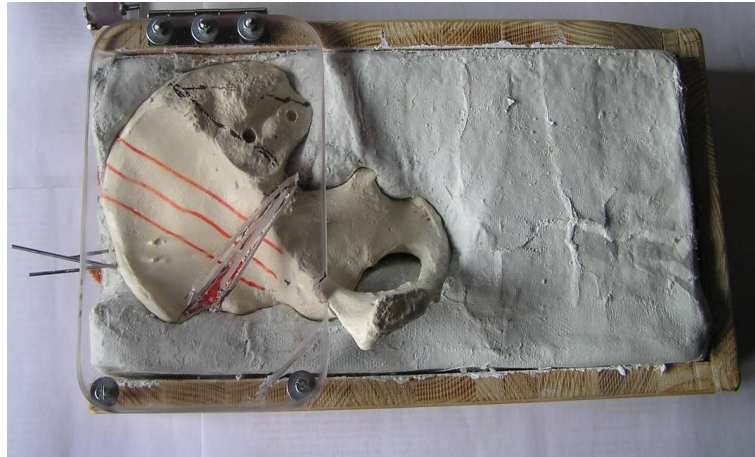


Abb. 8 Ileumeinbettung

4.3. Salter- Osteotomie am Sawbonemodell

Das Sawbonebecken wurde in der Holzkiste in orthopädischen Trittschaum gepresst, der Trittschaum nach Entfernen des Beckens mit Weißgips verstärkt. Nachdem der Gips trocken war, wurde das Becken darin gelagert und mit einer oszillierenden Säge die Osteotomie durchgeführt. Entgegen der Salter- Operationstechnik wurde nach der einfachen Osteotomie kein Keil eingesetzt. Anstelle dessen führten wir eine Zweifach- Osteotomie in Keilform durch und beließen ihn in Position. Die Keilbasis wurde definiert von der Spina iliaca anterior inferior 10mm nach kranial in Richtung Spina iliaca anterior superior. Die beiden Osteotomieschenkel sollten in der Incisura ischiadica zusammenlaufen, wobei der Keil an seiner Spitze nicht vollständig durchtrennt wurde. Auf eine Rotation wie bei der Salterosteotomie wurde verzichtet, weil keine pathologisch veränderten Becken vorlagen und die Stabilität der Osteosynthese an sich Gegenstand der Untersuchung war.

Anschließend erfolgte die fächerförmige Drahtplatzierung über die Crista iliaca und die abschließende Kontrolle unter Röntgendurchleuchtung in 2 Ebenen (Abbildung 9).

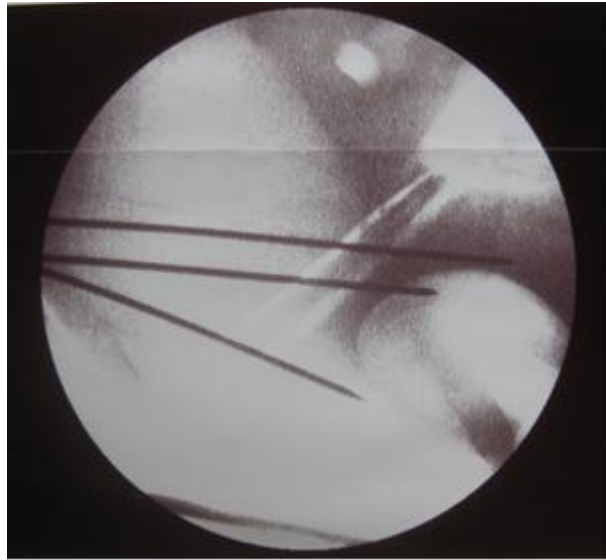


Abb. 9 Sawbonemodell in der Durchleuchtung

4.4. Salter- Osteotomie am Schweinebecken

Die Schweinebecken unterscheiden sich in Form und Größe deutlich von den menschlichen Becken nachempfundenen Sawbonemodellen. Die Crista iliaca ist im Verhältnis deutlich schmaler und dafür länger, der Abstand zwischen der Spina iliaca anterior superior und inferior dementsprechend größer.

Als Bezugspunkt der Schweinebecken diente der Pfannenerker, von hier aus wurden zwei Strecken orthogonal nach kranial vermessen; bei 40mm lag die Osteotomielinie und bei 70mm wurde der Beckenkamm gekürzt. Dies war notwendig, weil die verwendeten Pins eine Länge von 70mm aufwiesen.

Die Standardisierung der Osteotomie erfolgte mit einem Acrylkeil, in den zwei K-Drähte in der geforderten Keilform mit 10mm Basis eingebohrt wurden. Die K-Drähte dienten der oszillierenden Säge als Führung, um zwei Sägeschnitte anzufertigen. Über ein Bohrloch im hinteren Abschnitt des Keils diente ein K-Draht der temporären Fixierung des Keils während der Osteotomie. Damit konnten über die Sägeschlitzte die Becken angesägt werden, die vollständige Osteotomie erfolgte nach Entfernung des Keils.

Chronologische Darstellung der Osteotomie und K- Draht- Applikation im Einzelnen:

1. Am Schweinebecken wurde die Osteotomiestelle 40mm und die Kürzungsstelle 70mm oberhalb des Pfannenerkers vermessen, markiert und entsprechend der Beckenkamm bei 70mm gekürzt
2. Das Becken wurde anhand der integrierten Bohrkanäle in der stirnseitigen, durchsichtigen Acrylplatte im orthopädischen Trittschaum zentral ausgerichtet
3. Zur besseren Fixierung wurde über den mittleren Bohrkanal der erste K- Draht vorgebohrt, ohne die Osteotomiestelle zu überbrücken
4. Der Acrylkeil wurde mit einem K-Draht auf dem Becken fixiert und über die Sägeschlitze der Osteotomiekeil angesägt
5. Nach Entfernung des Keils wurde die Osteotomie komplettiert, der K- Draht zur Fixierung des Keils noch belassen
6. Der zentrale K- Draht wurde bis 70mm durch den Osteotomiekeil vorgebohrt, anschließend der Fixierungsdraht entfernt
7. Über die weiteren zwei Bohrkanäle wurden die K- Drähte fächerförmig auseinander verlaufend bis 70mm im Knochen fixiert
8. Es erfolgte die Röntgenkontrolle in 2 Ebenen, anschließend wurden die K- Drähte bis auf das Niveau des Beckenkamms gekürzt

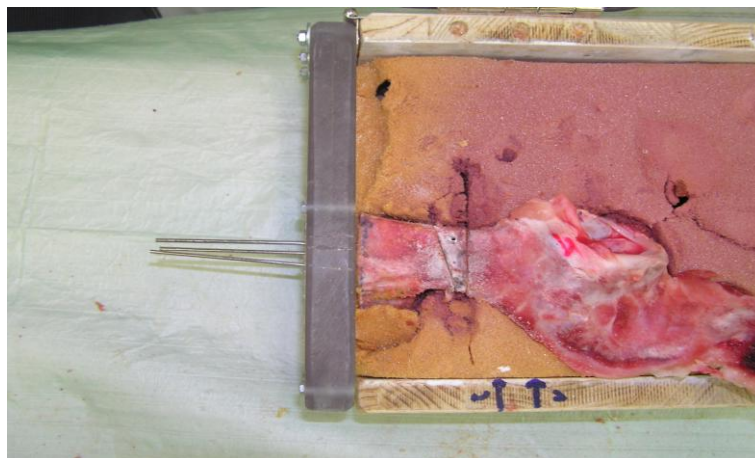


Abb. 10 K- Draht- Fixierung



Abb. 11 Osteotomieschablone

4.5. Einsatz der SmartPins® bei der Salter- Osteotomie

Das Implantationsverfahren der biologischen Stifte verläuft zunächst wie die vorangegangene Osteosynthesetechnik mit Kirschner- Drähten. Die Osteotomie wird durchgeführt und die drei K- Drähte werden bis auf 70mm in den Knochen über die Osteotomiestelle in gewünschter Position vorgebohrt. Dabei ist ein mehrfaches Erweitern mit der Bohrkronen zu vermeiden, um den Bohrkanal nicht auszuweiten. Der K-Draht wird vorsichtig durch Längszug entfernt und ein 70mm langer Pin 1-2cm in das Bohrloch gepresst. Nun wird der Applikatorzylinder über den Stift geschoben und der Applikatorstößel auf den Applikatorzylinder geschraubt.



Abbildung 12 Pin- Implantation

Der Applikatorstößel wird vorsichtig bis an seinen Anschlag eingeschlagen. Der Pin ist im Knochen verankert und liegt einige mm unterhalb der Knochenaußenfläche. Das gleiche Procedere erfolgt mit den anderen beiden Bohrlöchern. Am Ende der Operation erfolgt die Röntgenkontrolle in 2 Ebenen, die bei korrekter Implantation eine gute Fixation und Stellung des Osteotomiekeils zeigt.



Abbildung 13 Einschlaginstrument



Abbildung 14 implantierte Pins

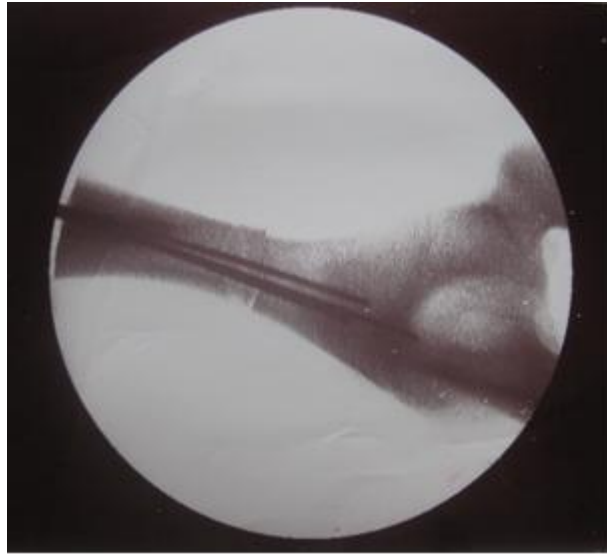


Abbildung 15 Durchleuchtung der Schweinebecken I

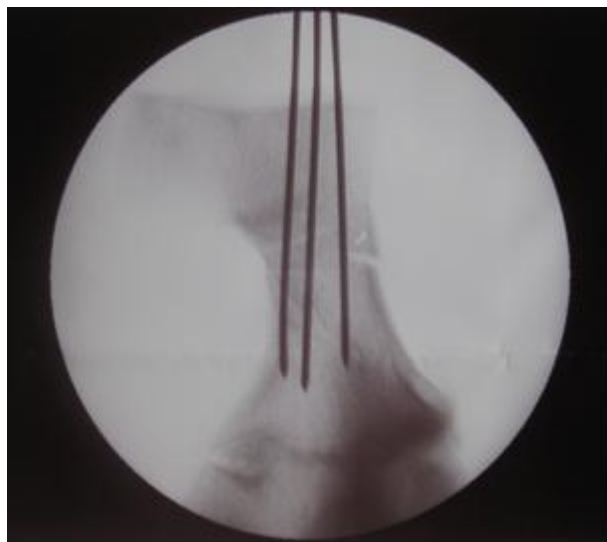


Abbildung 16 Durchleuchtung der Schweinebecken II

4.6 Biomechanische Untersuchung

Die biomechanische Untersuchung der Becken erfolgte in einer Materialprüfmaschine mit EDC-5-Elektronik (Externet-Digitaler-Controller) der KARL-FRANK-GmbH aus Weinheim-Birkenau vom Typ 81806. Die Prüfmaschine ist über eine serielle Schnittstelle mit einem Computer verbunden. Über ein Prüfprogramm laufen die Steuerung der Maschine und die Datenauswertung.

Da für das Becken keine geeignete Halterung vorhanden war, wurde diese freundlicherweise durch die Feinmechanikerwerkstatt des Klinikums der Philipps- Universität Marburg hergestellt. Diese Beckenhalterung diente nur als Aufnahme für das Becken. Die Fixierung konnte erst durch den Einsatz von Zement erreicht werden, mit dem die Beckenhalterung ausgegossen wurde. Jedes Becken musste einzeln einzementiert werden, es folgte die Zeit des Aushärtens bis zur Verarbeitung. Nach dem Ende der Prüfversuche konnte der Zement samt Becken problemlos aus der Metallhalterung herausgelöst werden. Die Beckenhalterung wurde auf einem Kreutztisch aus Aluminium montiert, welcher im unteren Arbeitsraum der Materialprüfmaschine befestigt wurde.

Einstellung und Fixierung des Beckens

Das Beckenmodell sollte die anatomischen und biomechanischen Aspekte des Beckens berücksichtigen. Die Größe und Richtung der Kraft wird von Witte et. al [120] mit mehr als 250% des Körpergewichts angegeben. Diese Hüftgelenksresultierende verläuft in der Frontalebene um 20° Grad nach medial, in der Sagittalebene um 11° Grad nach dorsal und in der Transversalebene mit 30° Richtung Os sacrum..

Der Winkel der Hüftgelenksresultierenden ist steil von dorso- kranial nach kaudal- ventral gerichtet. Die Größe des Winkels hängt davon ab, ob die beteiligte Muskulatur das Becken einzeln oder synergistisch stabilisiert [61]. Die Ausrichtung der Becken in der Prüfmaschine berücksichtigte diesen Aspekt. Ein Winkel wurde über ein Lot vom Beckenkamm zum unteren Ende des Kreutztisches eingestellt, so dass die Kraftübertragung bei allen Becken in gleichem Winkel erfolgte (Abbildung 18).



Winkel zwischen
Lot und der Be-
ckenhalterung

Abb. 17 Versuchsanordnung

Die Fixierung des Beckens erfolgte durch schnellhärtenden Zement. Dieser war innerhalb der ersten drei Minuten nach dem Anrühren verarbeitungsfähig und nach 20min belastbar. Die biomechanische Prüfung erfolgte aus Gründen der Vergleichbarkeit nach 30min. Die Beckenhalterung wurde mit Zement ausgegossen und das Becken anschließend in die Zementmasse eingedrückt und in der Beckenhalterung bis zum Erreichen der Verarbeitungsunfähigkeit manuell fixiert und anhand des Kraftaufnehmers parallel dazu ausgerichtet (*Abbildung 18*).



Abb. 18 Parallele Ausrichtung des Kraftaufnehmers

Vorversuche am Kunstknochenbecken (Sawbone)- Modelletablierung

Die ersten Versuche mit zwei Sawbonebecken dienten dem Erlernen der Methode und der Einarbeitung in die Technik der Prüfmaschine und des Prüfprogramms.

Das mit K- Drähten versorgte Kunststoffbecken wurde einzementiert und entsprechend dem oben genannten Winkel in dem unteren Arbeitsraum der Prüfmaschine fixiert. Die Traverse der Prüfmaschine befand sich genau über dem Beckenkamm.



Abb. 19 Kunststoffbecken unterhalb der Traverse

Die Versuchsplanung sah vor, das Becken einer zyklischen Druckbelastung auf den Beckenkamm auszusetzen. Wird ein Material auf Zug oder Druck belastet, setzt es dieser Krafteinwirkung immer eine Reaktion entgegen, es kommt zu einer Verformung. Diese Verformung kann im Spannungs- Dehnungs- Diagramm aufgezeichnet werden. Den Zusammenhang zwischen einwirkender Spannung (σ) und daraus resultierender Dehnung (ϵ) beschreibt das *Hookesche Gesetz*: $\sigma = E \times \epsilon$, wobei E Elastizitätsmodul genannt wird und als Proportionalitätsfaktor eine Materialeigenschaft beschreibt [47].

Das Hookesche Gesetz gilt nur für lineare elastische Deformationen. Diese Bedingung ist in der Regel für kleine Deformationen erfüllt. Bei Deformationen

oberhalb der so genannten Proportionalitätsgrenze werden die Verformungen nicht-linear, d.h. die Verzerrung ε ist nicht mehr proportional zur Verspannung σ , die Verformung kann aber dennoch reversibel sein. Erst für noch größere Deformationen wird die Verformung irreversibel (plastische Deformation) und es findet keine vollständige Rückformung beim Nachlassen der Spannung statt (36). Das Elastizitätsmodul E ist die Steigung im Spannungs- Dehnungs- Diagramm bei einachsiger Belastung, seine SI- Einheit ist N/mm^2 und bezieht sich auf eine definierte Querschnittsfläche [47].

Das Hookesche Gesetz gilt für einen großen Dehnungsbereich bei Zug- und Druckbelastungen.

Im Spezialfall einer eindimensionalen linearen elastischen Deformation vereinfacht sich das Elastizitätsmodul E zur Federkonstante D , die Verzerrung ε des Körpers zu seiner relativen Längenänderung Δ/l und statt der mechanischen Spannung σ (Kraft pro Angriffsfläche) kann direkt die angelegte Kraft F angegeben werden. Das Hookesche Gesetz kann dann in der einfachen Form $F = D \times \Delta L$ als eine lineare Funktion zwischen der angelegten Kraft F und der daraus resultierenden Längenänderung ΔL dargestellt werden (Hookesche Gerade) [47].

Das menschliche sowie das Schweinebecken hat eine komplexe Form, so dass es nicht idealerweise als einfach konfigurierter Körper anzusehen ist. Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurde als Versuchsparameter der in der Literatur als „structural stiffness“ [11, 65] zu Deutsch „Struktursteifigkeit“ – bezeichnete Begriff aus der Mechanik gewählt. Dieser entspricht der Federkonstanten D und beschreibt den Zusammenhang einer uniaxial einwirkenden Kraft F (in Newton) und ihrer zugehörigen Längenänderung (in mm). D hat die Einheit N/mm .

Durch den Sawbonevorversuch sollte die Methode erprobt und aus den erhaltenen Daten ein Prüfschema erstellt werden. Vor der zyklischen Belastung stand die Ermittlung des Spannungs- Dehnungsverhaltens. Anschließend sollte die Veränderung der Steifigkeit vor und nach zyklischer Belastung sowie die Dislokation des Osteotomiefragmentes („Displacement“) ermittelt werden.

Über die Steuerungssoftware der Prüfmaschine wurden die Untersuchungsprogramme „Druckbelastung“ und „zyklische Belastung“ ausgewählt.

Das Programm „Druckbelastung“ ermöglicht die Darstellung eines Spannungs-Dehnungsdiagramms, woraus sich die Steifigkeit ermitteln lässt.

Zunächst erfolgte die Durchführung von Vorzyklen in Hystereseschleifen. Diese Schleife charakterisiert das Spannungs-/dehnungsverhalten eines Körpers [47].

Folgende Prüfparameter waren für die Versuche von Bedeutung:

- Anzahl der Vorzyklen (im Hysteresesyklus)
- Wendepunkt oben/ unten in Newton- Umkehrpunkte bei Vorzyklen
- Geschwindigkeit (V) der Traverse während der Vorzyklen in mm/min (Vvorzyklen)
- Last- maximale Prüfbeanspruchung
- Prüfgeschwindigkeit im Messablauf in mm/min (Vprüf)
- Messpunkte A- F in Newton während der Belastung

Die Steifigkeitsbestimmung der Kunststoffbecken erfolgte unter folgender Einstellung:

- | | |
|--------------------------|-----------------------|
| • Anzahl der Vorzyklen | = 10 |
| • Wendepunkt oben/ unten | = 20/ 10N |
| • Vorzyklen | = 100 mm/min |
| • Last | = 100N |
| • Vprüf | = 100mm/min |
| • Messpunkte A- F | = 10/20/40/60/80/100N |

Über 10 Versuche wurde die Steigung der Tangente im Spannungs- Dehnungsdiagramm ermittelt, die zugehörige Formel lautete: $D = \Delta F / \Delta L$. Dies ergab für $\Delta F = 100\text{N} - 40\text{N}$ und für ΔL die Differenz der zugehörigen x- Werte in mm. Der Mittelwert ergab für die Steifigkeit einen Wert von 163, 5 N/mm (Abb. 20).

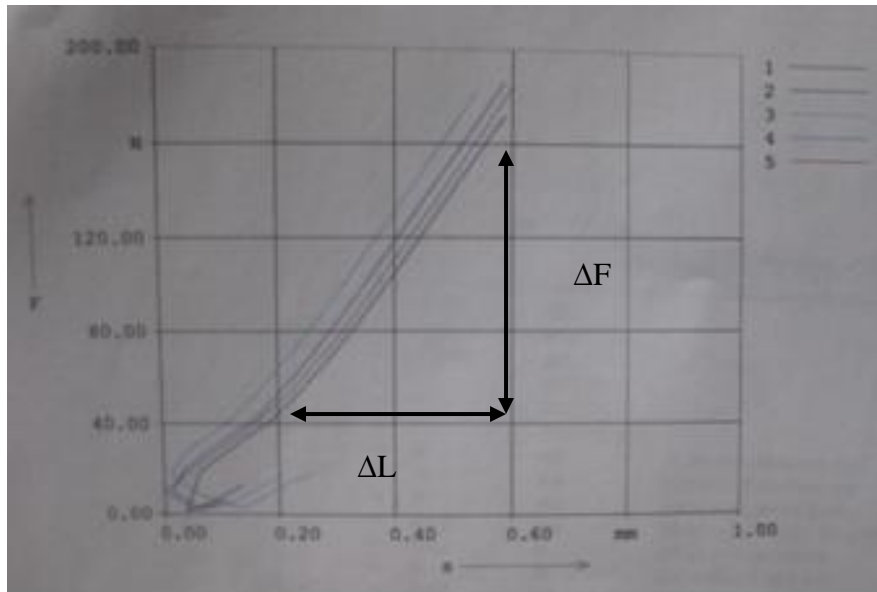


Abb. 20 Spannungs- Dehnungs- Diagramm

Der zyklische Versuch wurde mit folgenden Prüfparametern durchgeführt:

- Anzahl der Belastungszyklen = 500 Zyklen
- Oberer Wendepunkt „S ein“/Krafteinleitung = 100N
- Unterer Wendepunkt „S aus“/ Kraftausleitung = 10N
- Vprüf/ Geschwindigkeit im Messablauf = 100mm/min

Die 500 Zyklen wurden in einem Weg- Zeit- Diagramm dargestellt. Einerseits interessierte die Frage, ob es überhaupt zu einer Dislokation kommt, zum anderen ob die Dislokation reversibel ist oder es zu bleibenden Veränderungen im Becken- Osteotomiebereich kommt. Der obere Bereich des Weg- Zeit- Diagramms beschreibt die Aufdehnung der Osteotomie bei Krafteinleitung, der untere Bereich den Rückweg bei Kraftausleitung. Zu Beginn der 500 Zyklen wurden die ersten 10 Messwerte gemittelt und mit den letzten 10 Messwerten verglichen. Über 500 Zyklen kam es zu einem „Displacement“ im oberen Bereich von $\Delta = 0,78\text{mm}$, im unteren Bereich war keine Dislokation messbar. (Abbildung 21)

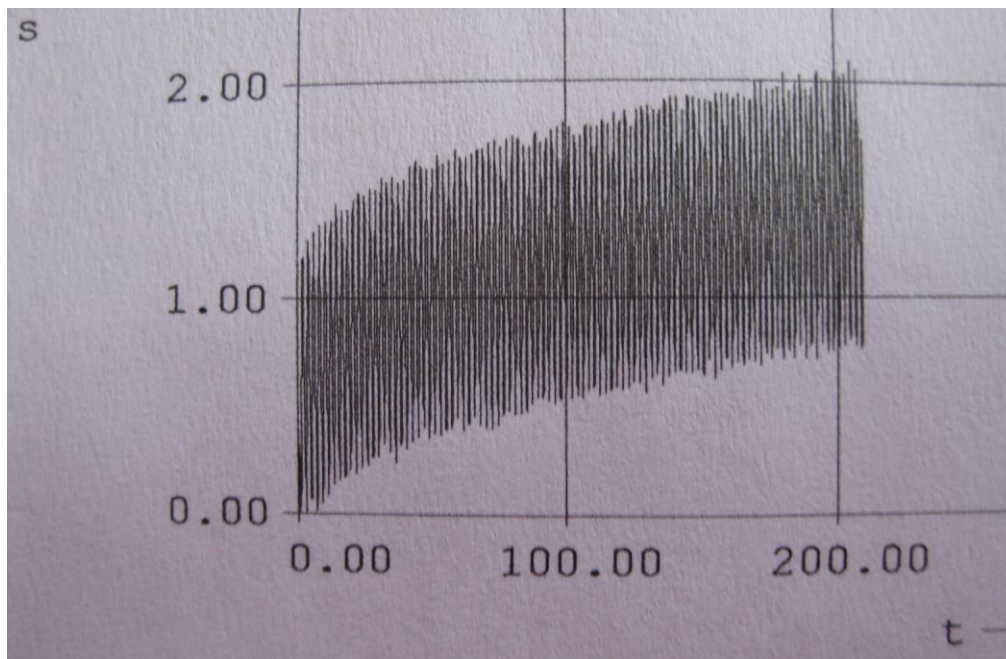


Abb. 21 Weg- Zeit- Diagramm

Die anschließende Steifigkeitsmessung hatte die Aufgabe, den Einfluss der zyklischen Belastung auf die Stabilität des Beckens zu prüfen. Mit dem Programm „Druckbelastung“ wurden 10 Versuche durchgeführt und die mittlere Steigung errechnet. Der Mittelwert lag erneut bei 163, 5 N/mm. Die zyklische Belastung erschien keinen messbaren Einfluss auf die Stabilität zu haben.

Um zu klären, ob die Prüfbeanspruchung von 100N eine aussagekräftige Beanspruchung darstellt, wurde ein zweites Kunststoffbecken getestet. Die Versuchsreihe begann mit 200N Prüfbeanspruchung und wurde anfangs bis 500N in 100N- Schritten erhöht, ab 500N in 500N- Abschnitten bis 2000N. Im entsprechenden Spannungs- Dehnungsdiagramm wurde die Steifigkeit ermittelt. Bei einer Prüfbeanspruchung von 2000N errechnete sich eine Steifigkeit von 619N/mm. Es kam nicht zum Versagen des Beckens, so dass eine zyklische Testung über 500Zyklen mit 2000N angeschlossen wurde. Hier kam es nach 300 Zyklen zum Versagen des Beckens. Offensichtlich war die eingangs gewählte Prüfbeanspruchung von 100N zu gering gewählt, was die deutlich höhere Steifigkeit bei einer Last von 2000N verdeutlicht.

Vorversuche am operierten Schweinebecken

In wie weit die Ergebnisse der Kunstknochenbecken auf die operierten Schweinebecken übertragbar waren, erfolgte durch Testung zweier Schweinebecken. Diese wurden einer Druckbelastung von 1000N ausgesetzt. Ein Becken versagte bei 486,5N, das zweite Becken bei 502,6N,. Die Prüfbeanspruchung für die eigentliche Versuchsreihe wurde auf 200N (20kg) festgelegt. Dies entspricht in etwa dem Körpergewicht eines 6 Jahre alten Kindes. Die Operationsempfehlung für die Salter- Osteotomie liegt allgemein für Kinder zwischen dem 2. und dem 6. Lebensjahr [99], so dass eine realistische Belastung simuliert wird.

Versuchsplanung und –durchführung am operierten Schweinebecken

Der Versuchsablauf sah vor, je 20 Becken einer zyklischen Belastung mit anschließender Maximalbelastung und weitere 24 Becken einer reinen Maximalbelastung zu unterziehen, wovon jeweils die Hälfte mit Kirschner- Drähten und Pins fixiert wurde. Jedes Becken durchlief die gleiche Behandlung, zunächst die Operation und im Anschluss die biomechanische Testung.

Die zyklische Belastung erfolgte über 2000 Zyklen mit abschließender Maximalbelastung. Zu Beginn, während und nach der zyklischen Versuchsreihe wurden Messungen der Steifigkeit durchgeführt:

- 1. Steifigkeitsmessung vor der zyklischen Testung
 - 100 Zyklen
- 2. Steifigkeitsmessung nach 100 Zyklen
 - 150 Zyklen
- 3. Steifigkeitsmessung nach 250 Zyklen
 - 250 Zyklen
- 4. Steifigkeitsmessung nach 550 Zyklen
 - 500 Zyklen
- 5. Steifigkeitsmessung nach 1000 Zyklen
 - 1000 Zyklen
- 6. Steifigkeitsmessung nach 2000 Zyklen
 - Maximale Versagensbeanspruchung mit 2000N

Die Prüfbeanspruchung betrug für die Steifigkeitsbestimmung und die zyklische Belastung 200N. Die Prüfgeschwindigkeit durchgehend 100mm/min. Die maximale Versagenslast betrug 2000N, falls diese das Becken nicht zum Versagen brachte, erfolgte die schrittweise Anhebung um 500N bis zum Versagen (Abb. 22).

Die Messdaten wurden vom der Prüfsoftware aufgezeichnet, daraus konnte die Steifigkeit als Steigung der Spannungs- Dehnungskurve im linearen Bereich ermittelt werden. Das „Displacement“ wurde als Differenz zwischen 10 Mittelwerten der jeweils ersten und letzten 10 Zyklen berechnet. Um eine plastische und elastische Verformung zu ermitteln, wurde dies sowohl im Bereich der Aufdehnung (oberer Kurvenverlauf) als auch im Bereich des Kraftrückgangs (unterer Kurvenverlauf) vorgenommen (Abb 21)..

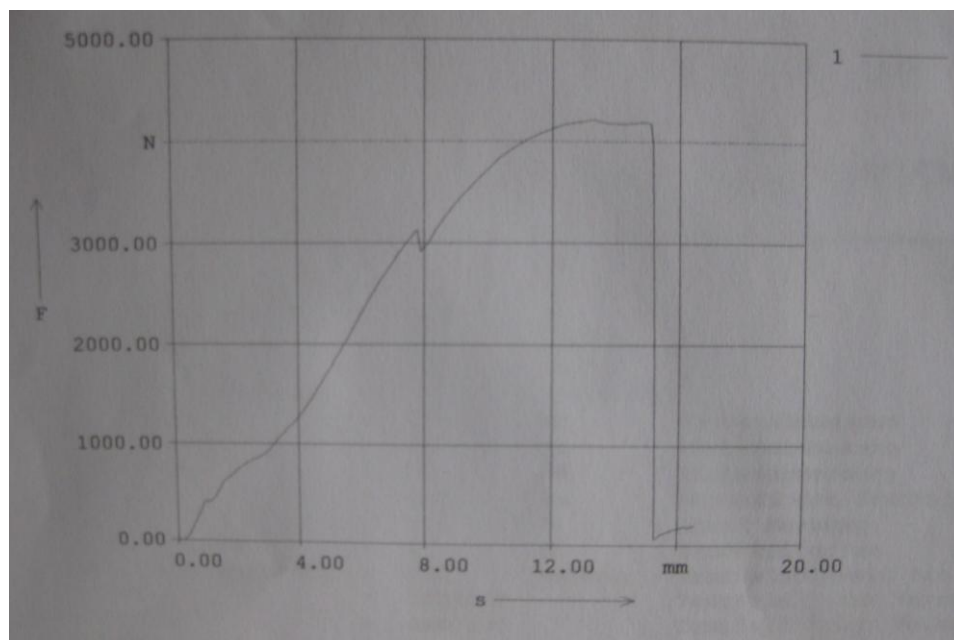


Abbildung 22 Versagensmessung

5. Ergebnisse

Zunächst wird die deskriptive Statistik der biomechanischen Versuche dargestellt. Für die zyklische Versuchsreihe sind dies die Testparameter *Steifigkeit*, *Displacement* und *Maximale Versagenslast nach zyklischer Testung*. Als einziger Testparameter der primären Versagensmessungen ist die *Primäre Maximale Versagenslast* aufgeführt. Im zweiten Teil wird die statistische Auswertung auf signifikante Unterschiede der jeweiligen Prüfparameter behandelt. Angewandt wurde das Nichtparametrische Testverfahren nach Wilcoxon- Mann-Whitney. Angegeben ist die 2- seitige asymptotische Signifikanz, ein $p < 0.05$ wurde als signifikant gewertet.

5.1. Zyklische Versuchsreihe

Steifigkeit vor zyklischer Belastung

Der Mittelwert für die Steifigkeit der K- Drähte betrug vor der zyklischen Belastung 455,0 N/mm bei einer Standardabweichung von 185,5 N/mm und einem Median von 462,1 N/mm.

Die mittlere Steifigkeit der Pins betrug 435,8 N/mm bei einer Standardabweichung von 342,0 N/mm und einem Median von 323,4 N/mm.

Die Boxplot- Diagramme der Abbildung 23 geben die große Streubreite und die exzentrische Lage des Medians in beiden Verfahren wieder. Ein Extremwert der Pin- Stichprobe liegt um mehr als das Dreifache der Boxlänge außerhalb.

Es konnte kein signifikanter Unterschied für die *Steifigkeit vor zyklischer Belastung* zwischen beiden Osteosyntheseverfahren gefunden werden ($p = 0.326$).

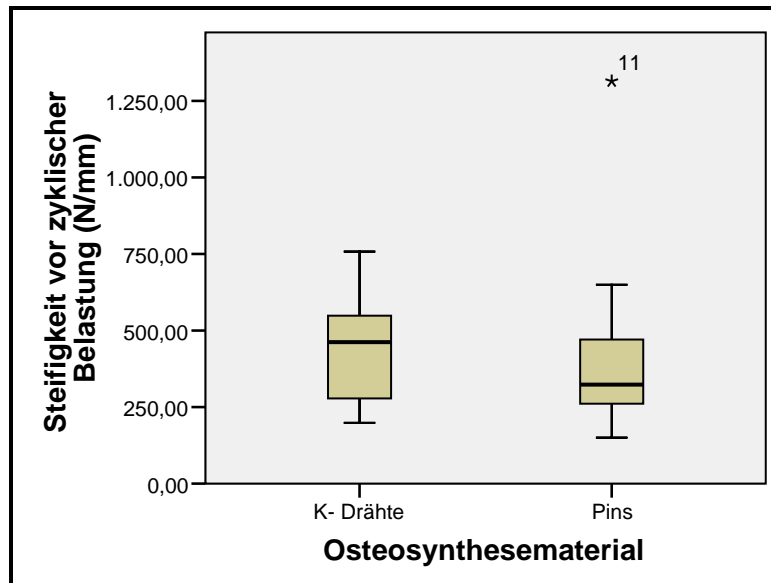


Abb. 23 Boxplotdiagramm für die Steifigkeit vor zyklischer Belastung

Steifigkeit nach zyklischer Belastung

Für die *mittlere Steifigkeit* der K- Drähte errechnete sich ein Mittelwert von 451,7 N/mm bei einer Standardabweichung von 253,5 N/mm und einem Median von 372,1 N/mm. Für die Pins wurden 417,4 N/mm als *mittlere Steifigkeit* mit 216,3 N/mm als Standardabweichung und 346,2 N/mm für den Median ermittelt. Nach zyklischer Belastung erweist sich die Streubreite in beiden Stichproben als unverändert hoch, jedoch ohne einen signifikanten Unterschied zwischen den Verfahren erkennen zu lassen ($p = 0,94$). Dies verdeutlicht Abbildung 24.

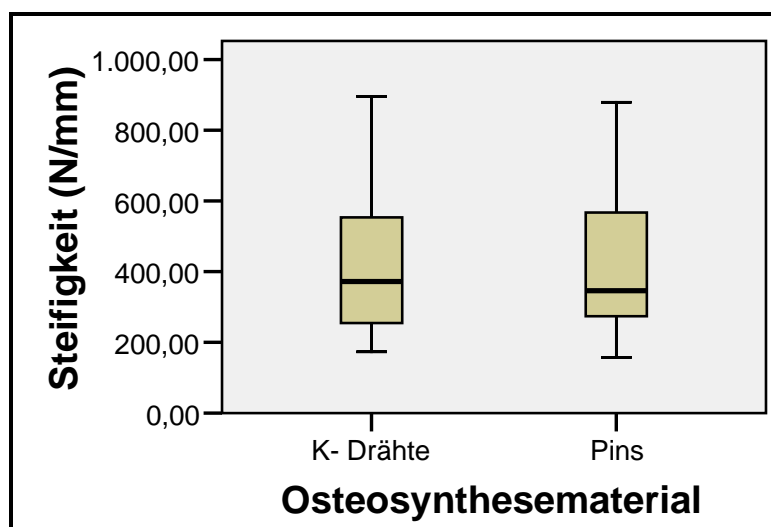


Abb. 24 Boxplotdiagramm für die Steifigkeit nach zyklischer Belastung

Steifigkeit vor und nach zyklischer Belastung- Osteosyntheseverfahren im Vergleich

Betrachtet man die *Steifigkeit* der beiden Osteosyntheseverfahren im Verlauf der zyklischen Testung, so ergibt sich für die K- Drähte ein Signifikanzniveau von $p=0,88$ und für die Pins ein $p=0,96$. Beide Werte lassen keinen signifikanten Unterschied erkennen. In Abbildung 26 ist die *mittlere Steifigkeit* im zyklischen Verlauf dargestellt. Sowohl für die absoluten Mittelwerte als auch deren Verlauf während der zyklischen Belastung lassen sich keine signifikanten Veränderungen im Steifigkeitsverhalten erkennen.

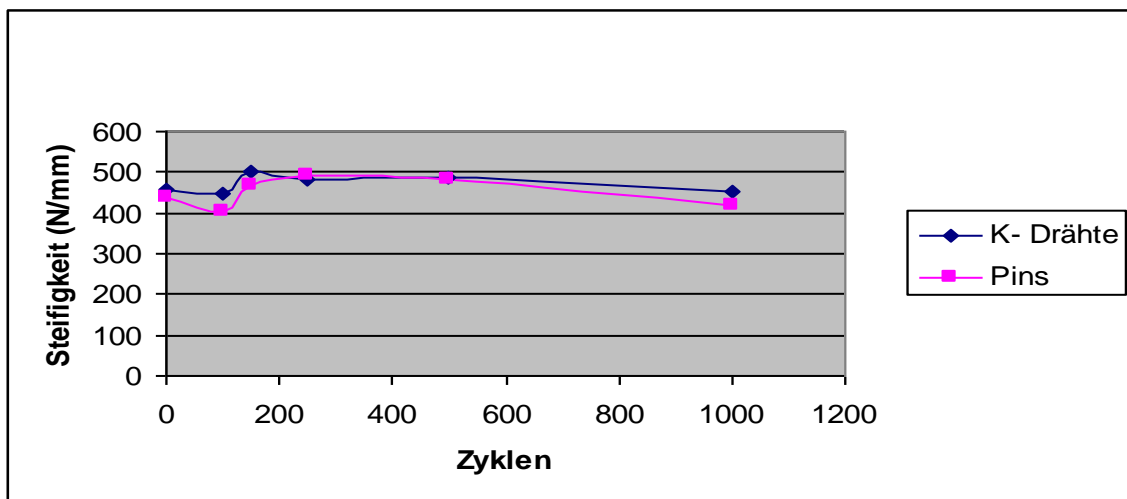


Abb. 25 Mittlere Steifigkeit im zyklischen Verlauf

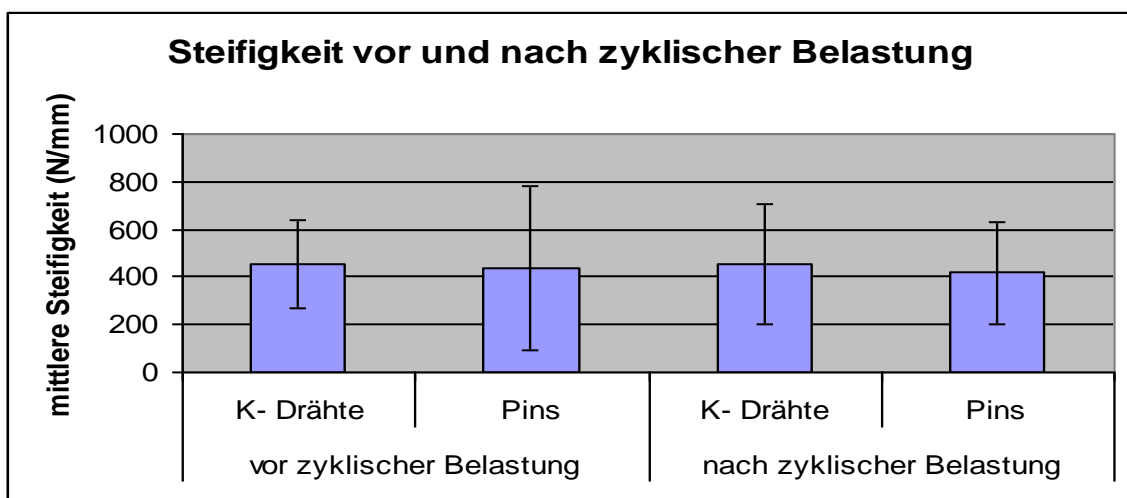


Abbildung 26 Mittlere Steifigkeit vor und nach zyklischer Belastung

5.2 Versagensmessungen

Primäre Versagensmessung

In der Stichprobe der K- Drähte fand sich eine *mittlere Versagenslast* von 2691,4 N bei einer Standardabweichung von 1745,4 N und 3418,8 N als Median. Die Gruppe der Pins wies einen Mittelwert von 2360 N bei einer Standardabweichung von 1122, 6 N und 2410,7 N für den Median auf (Abbildung 28).

Beide Materialien ließen keinen signifikanten Unterschied ($p= 0,564$) hinsichtlich der *primären Versagenslast* erkennen.

Versagensmessung nach zyklischer Belastung

Die *mittlere Versagenslast* nach 1000 Zyklen betrug 2076,8 N bei einer Standardabweichung von 1260,3 N und einem Median von 2237,9 N für die K- Draht- Osteosynthese.

Für die mit Pin- Osteosynthese versorgten Becken ergab sich eine *mittlere Versagenslast* von 2547,6 N, eine Standardabweichung von 1738.8 N und ein Median von 2835,1 N.

Der Mann- Whitney- U- Test für unverbundene Stichproben erbrachte keinen signifikanten Unterschied ($p= 0.650$).

In Abbildung 27 fallen bei der primären als auch der Versagensmessung nach zyklischer Belastung die hohen Standardabweichungen in beiden Gruppen auf. Median und Mittelwert divergieren, so dass auch hier keine Normalverteilung der Daten innerhalb der Stichprobe angenommen wurde.

Ein signifikanter Einfluss der zyklischen Belastung auf die maximale Versagenslast wird nicht beobachtet, der Vergleich von primärer und postzyklischer Versagenslast ergibt für die K- Drähte ein $p= 0.43$ und für die Pins von $p= 0,9$.

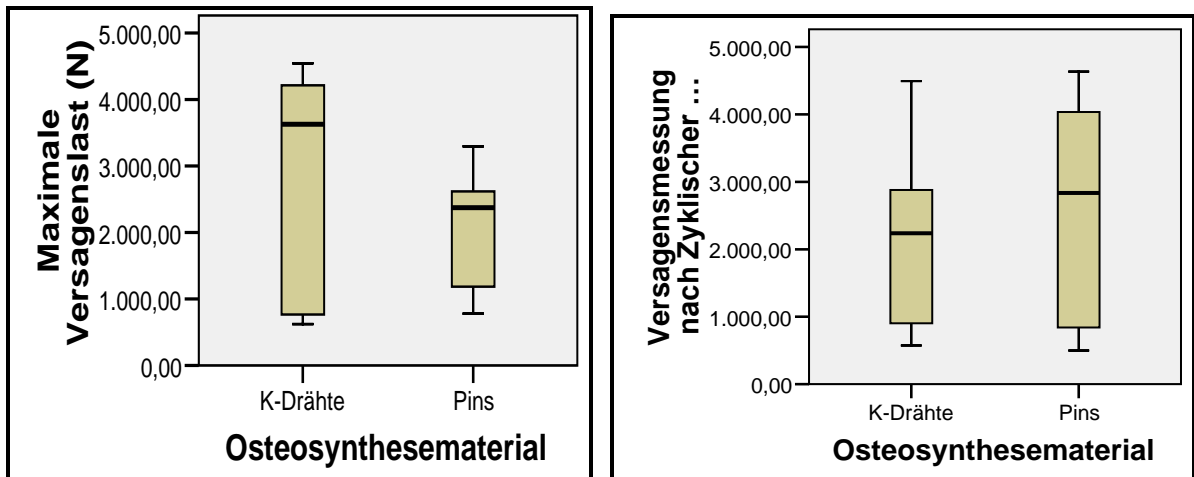


Abb. 27 Primäre Versagensmessung und Versagensmessung nach zyklischer Belastung

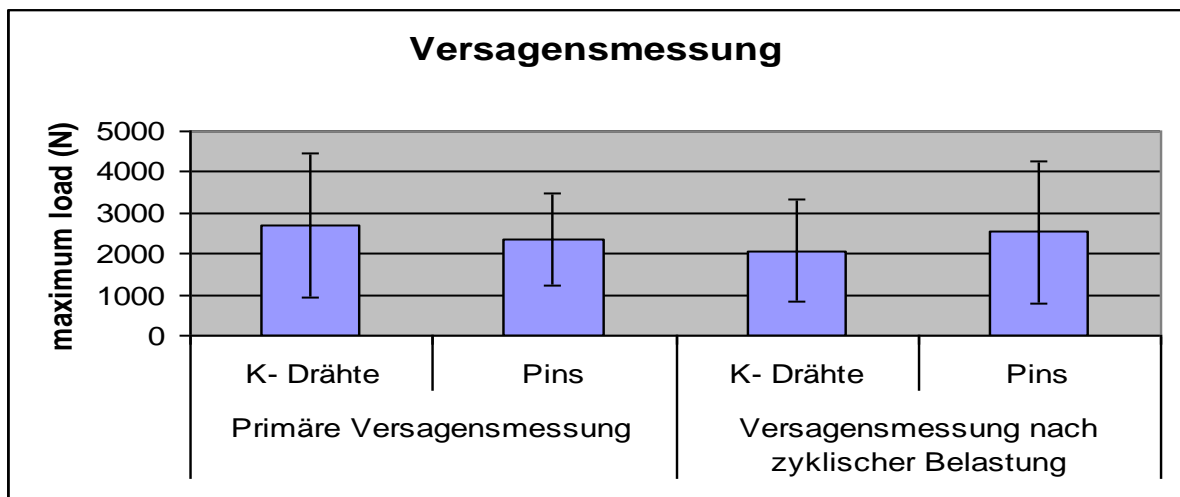


Abb. 28 Mittlere Versagenslastmessung

5.3 Displacement

In diesem Abschnitt wird der Einfluss zyklischer Belastung auf die Dislokation der Osteotomie nach jeweils 100 und 1000 Zyklen für beide Osteosyntheseverfahren auf signifikante Unterschiede untersucht.

Displacement der K- Drähte/ Pins nach 100 Zyklen

Für die K- Draht- Osteosynthese wurde eine mittlere Dislokation von 0,77 mm bei einer Standardabweichung von 0,3 mm und ein Median von 0,73 mm ermittelt.

Die Pin- Osteosynthese zeigte eine mittlere Dislokation von 0,76 mm mit einer Standardabweichung von 0,4 mm und einem Median von 0,65 mm.

Signifikante Unterschiede ($p = 0,6$) im Vergleich beider Verfahren traten nicht auf.

Displacement der K- Drähte/ Pins nach 1000 Zyklen

Ein mittleres Displacement von 0,46 mm, eine Standardabweichung von 0,27 mm und den Median bei 0,39 mm zeigten die mit K- Drähten versorgten Becken. Die mit Pin versorgten Becken wiesen ein mittleres Displacement von 0,44 mm mit einer Standardabweichung von 0,18 mm und einen Median von 0,42 mm auf.

Diese Ergebnisse sind mit $p = 0,97$ nicht statistisch signifikant verschieden.

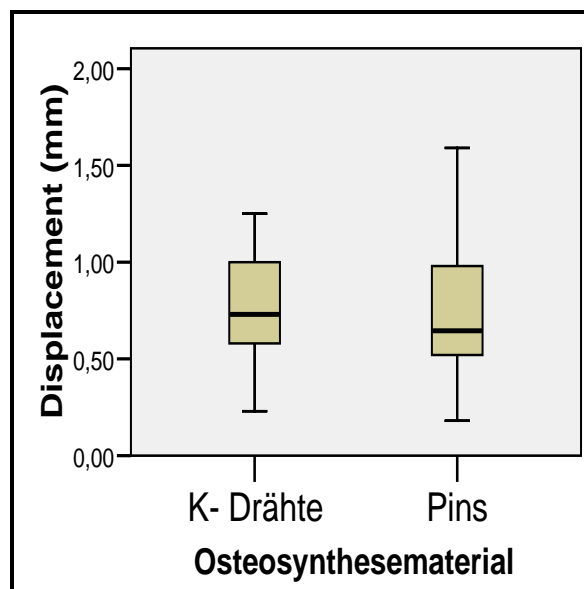


Abb. 29 Displacement nach 100 Zyklen

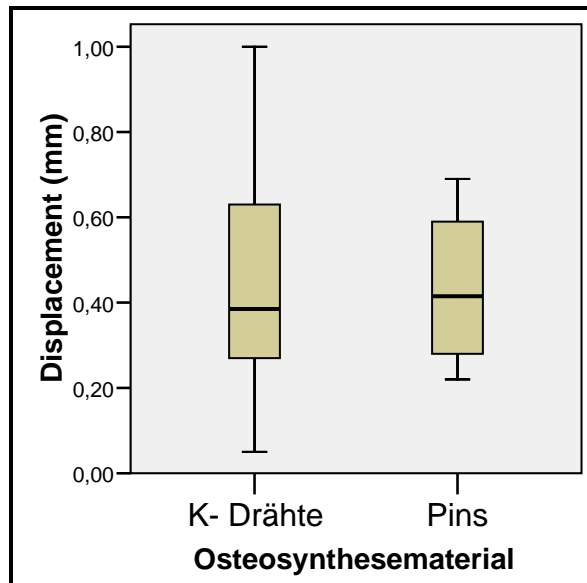


Abb. 30 Displacement nach 1000 Zyklen

Displacement der K- Drähte und Pins im zyklischen Verlauf

Als Prüfgrößen wurde hier das mittlere Displacement nach 100 und 1000 Zyklen festgesetzt und für beide verwendete Osteosyntheseverfahren einzeln betrachtet (siehe Abb. 31). Das mittlere Displacement der K- Drähte im zyklischen Belastungsversuch war nach 1000 Zyklen statistisch signifikant geringer im Vergleich mit 100 Zyklen ($p = 0,037$). Die Pin- Osteosynthese weist ebenfalls ein geringeres Displacement nach 1000 Zyklen auf, auch dieser Unterschied ist statistisch signifikant ($p = 0,032$).

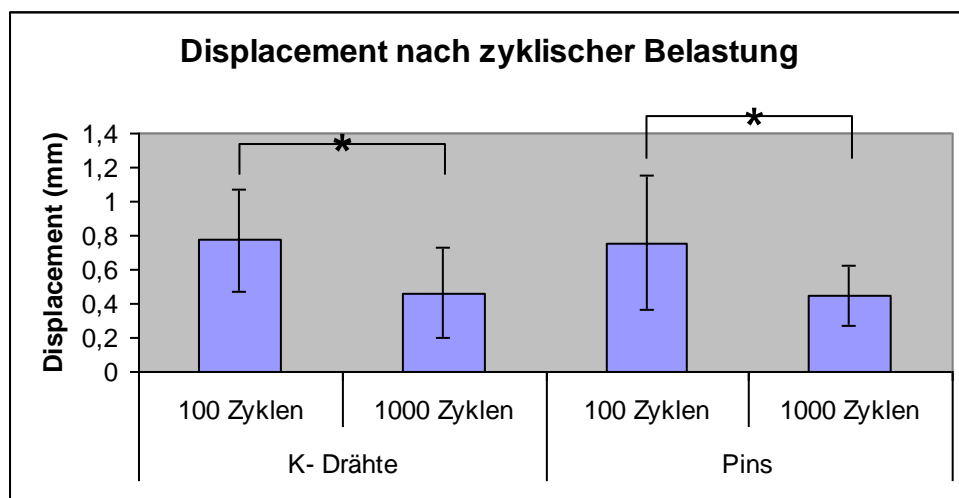


Abb. 31 Displacement nach zyklischer Belastung

6. Diskussion

Die Zielsetzung dieser Arbeit lag in dem biomechanischen Vergleich bioresorbierbarer Pins und Kirschner- Drähten im in vitro- Versuchsmodell zur Osteosynthese der Salter- Beckenosteotomie.

Die Beckenmodelle wurden einer experimentellen zyklischen Belastung sowie einer maximalen Versagensmessung unterzogen. Als Bewertungsparameter wurden die Steifigkeit, die maximale Versagenslast und die Fragmentdislokation ermittelt und statistisch ausgewertet.

Bei der Beckenosteotomie nach Salter handelt es sich um eine mögliche Therapieform bei angeborener Hüftdysplasie. Die Indikationsstellung sowie die Operationstechnik wurden im Grundlagenteil erörtert. Sie stellt ein häufig angewandtes Behandlungsverfahren bei konservativ therapieresistenter Hüftdysplasie dar. Die Salter-Beckenosteotomie wurde von Bob Salter entwickelt [99]. Die Salter- Osteotomie ist ein bewährtes, im Vergleich zu anderen Reorientierungsoperationen am Becken bei Hüftdysplasie, einfaches Verfahren. Kitoh [56] beschrieb die Verbesserung der acetabulären Hüftkopfüberdachung bei erhaltener Kongruenz des Caput femoris durch dieses Operationsverfahren. Biomechanische Untersuchungen von Pressell [85] lassen vermuten, dass neben einem verbesserten Gelenkflächenkontakt eine Reduzierung der einwirkenden Gelenkkräfte erzielt werden kann.

Einen Überblick über den aktuellen Stand gibt die Arbeitsgruppe von Pekmezci [82]. Durch die langfristige Anwendung mit guten kurz- und langfristigen Ergebnissen handelt es sich um eine etablierte Methode.

6.1. Osteosynthese

Die gängige Fixationsmethode ist die Osteosynthese der Osteotomie mit mehreren K-Drähten. Aus der Tatsache, dass die Osteotomie mit K- Drähten stabilisiert wird, lässt sich die Notwendigkeit der operativen Entfernung in einem zweiten Eingriff ableiten. Manche Kliniken propagieren die Metallentfernung nach 6

Wochen und leiten die Drähte transkutan aus. Andere lassen die Drähte für mehrere Monate in situ als vollwertiges Implantat bis zur Metallentfernung. Dieser Eingriff stellt ein zusätzliches Risiko für die meist jungen Patienten dar. Zur Salter-Beckenosteotomie werden hinsichtlich der Komplikationen durch Metallentfernung am Beckenkamm in der Literatur nur allgemeine Angaben gemacht, das spezifische Risiko lässt sich durch Literaturbelege nicht ermitteln. Jago et al. [52] berichten von 14% Komplikationen nach Metallentfernungen bei Kindern im Generellen. Wachstumsstörungen an der iliakalen Apophyse bei primärer Salter- Osteotomie und Metallentfernungen werden beschrieben [45, 76, 94].

Für die Materialentfernung bei proximalen Femurosteotomien wird eine Komplikationsrate von 5% angegeben, davon war in ein Prozent eine Revisionsoperation erforderlich [114]. Vergleichsweise kann eine ähnliche Komplikationsrate bei Drahtentfernungen angenommen werden.

Desweiteren fand sich allgemein in Studien eine Komplikationsrate von 20% für Materialentfernungen, davon waren Infektionen und Nervenschäden vorrangig. [101]. Vermeidbare Komplikationen sind gerade für die oft jungen Patienten besonders von Bedeutung, bleibende Schäden über das normale Krankheitsbild hinaus können zu einer verzögerten physischen und psychischen Entwicklung führen.

In der Literatur sind Versuche beschrieben worden, den Zweiteingriff zur Materialentfernung zu vermeiden. Die Autoren Eren et al. [32] beschrieben eine Modifikation der Salter- Osteotomie ohne Osteosynthese, hier zeigten sich vergleichbar gute Ergebnisse und wenig Komplikationen in einem kurzen Beobachtungszeitraum, langfristige Ergebnisse stehen noch aus. Die Verwendung in vivo von bioresorbierbarem Material für die Salter- Osteotomie wurde von Kremli et al. [59] beschrieben. Hier wird darauf hingewiesen, daß die Verwendung von bioresorbierbarem Material bis zu einem Patientenalter von 6 Jahren erfolgen kann, bei älteren Patienten sollte die Primärstabilität durch herkömmliche K- Drähte erzielt werden.

Eine Lösung für dieses Problem kann die Verwendung biodegradierbarer Osteosynthesestifte sein. Biodegradierbares Implantatmaterial wurde bereits in den 1960er Jahren eingesetzt [60]. Damit verbunden war die Erwartung, einen zweiten Eingriff zur Materialentfernung vermeiden zu können, sowie eine vergleichbare Stabilität von Metallimplantaten zu erreichen.

Ein weiterer Vorteil der abbaubaren Implantate sollte in der dynamischen Beeinflussung des umliegenden Gewebes begründet sein um so die Knochenheilung zu begünstigen. Dieser Prozess verläuft jedoch nicht linear und ist wenig steuerbar, so dass sich daraus auch Komplikationen wie eine verzögerte Knochenheilung und sterile Infektionen im Sinne einer Fremdkörperreaktion ergeben können [49].

Ein biomechanischer Vorteil sollte durch die schrittweise Degradation des Materials erreicht werden; je mehr Implantat abgebaut wird, umso mehr sollte das umgebende Gewebe in seiner Heilung unterstützt werden. Nachteilig erscheint, dass dieser Prozess nicht präzise vorhergesagt werden kann, weil lokale Faktoren am Implantationsort die Abbaugeschwindigkeit beeinflussen [87].

In der Literatur sind viele Untersuchungen für gering belastete Frakturen veröffentlicht, die Arbeitsgruppe um Rehm [87] beschrieb in einer prospektiv randomisierten Studie zur osteosynthetischen Versorgung von Radiusköpfchenfrakturen für Metall- und Bioimplantaten gleichwertige Ergebnisse bei nicht erhöhten Komplikationsraten.

Seit nun mehr als 30 Jahren konnten Erfahrungen mit den angewendeten Materialien gesammelt werden. Dabei kommen unterschiedliche Materialien und Materialkombinationen zum Einsatz. Präferiert wird von mehreren Herstellern das Polylactid. Polylactid ist sehr langsam abbaubar, weist dafür verhältnismäßig wenige Infektionen auf [86].

Bioresorbierbare Materialien wurden häufig in gering belasteten Körperregionen implantiert, bspw. bei kleinen osteochondralen Frakturen [6, 12].

Bei kindlichen Frakturen mit Beteiligung der Wachstumsfuge konnten bei der Verwendung bioresorbierbarer Materialien gute Ergebnisse gezeigt werden [15, 92].

Joukainen und Mitarbeiter [54] erläutern in ihrer Studie, die laterale Malleolarfrakturen betraf, dass bioresorbierbare Schrauben neben einer guten Biokompatibilität keine nachteiligen klinischen Ergebnisse im Vergleich zu Metallimplantaten zeigen. Sie raten zur selektiven Fallauswahl unter Ausschluss von Risikofaktoren wie schlechter Knochenqualität und gründlicher postoperativer Nachsorge.

Bioresorbierbare Schrauben sind nicht in der Lage, Kompression aufzubauen, aufgrund der geringen Elastizität sind Verwindungen der Gewindegänge beschrieben, wodurch eine Verklemmung auftreten kann. Von Vorteil erscheint im Falle dieser Komplikation, dass die Schraube abgeschnitten oder überbohrt werden kann [54].

Als Interferenzschraube für Kreuzbandplastiken wird bioresorbierbares Material routinemäßig eingesetzt, hier macht man sich den Effekt der `elastischen Verklemmung` zu nutze [5].

Den entscheidenden Kosten einsparenden Faktor stellt die Ersparnis eines Zweiteingriffes zur Materialentfernung bei Verwendung metallischer Implantate dar. Die Herstellungskosten bioresorbierbarer Materialien liegen jedoch meist deutlich über den Kosten zur Herstellung metallischer Implantate.

Die in diesem Versuch verwendeten SR-Poly-L-Laktide zeigten in Untersuchungen die besten biomechanischen Eigenschaften. Trotz ihrer initial geringeren Ausgangsfestigkeit kann diese deutlich länger aufrecht erhalten werden [29].

Die Gewebeverträglichkeit wird von mehreren Autoren beschrieben. Radiologische und funktionelle Ergebnisse nach malleolärer Frakturversorgung mit bioresorbierbaren Implantaten waren denen metallischer Implantate gleichzusetzen [18, 75]. Weiterhin wurde eine geringere Kallusbildung nach 36 Wochen beschrieben, eine höhere Knochendichte sowie eine geringere Ödemrate [90, 112].

Griffet [42] konnte zeigen, dass die Frakturheilung bei Einsatz bioresorbierbarer Pins denen metallischer Implantate gleich war, zudem war der Kallus von besserer Qualität bei guter Gewebeverträglichkeit.

Allerdings sind auch vermehrte entzündliche Reaktionen beschrieben im Sinne von Fremdkörperreaktionen [16, 17].

Diese verlaufen meist klinisch nicht manifest. Offenbar scheint die Degradationskinetik eine entscheidende Rolle beim Auftreten der Fremdkörperreaktionen zu spielen. Bei schnellabbaubaren Polymeren scheint dies vermehrt der Fall zu sein [29].

Ein weiterer negativer Einfluss auf Fremdkörperreaktionen scheint neben der Degradation der Polymere durch die Abbaukapazität des umliegenden Gewebes zu entstehen [49]

In vitro hatten hohe Konzentrationen neben einer Überforderung der zellulären Abbausysteme auch einen toxischen Einfluss auf die Zellkultur [51].

Synovialitiden können durch Abriebpartikel der Polymere ausgelöst werden [49]. Ebenso sind Osteolysen beschrieben, die sehr wahrscheinlich durch eine Aktivierung von Osteoklasten, getriggert durch die am Abbau beteiligten Makrophagen, hervorgerufen werden. Dadurch können sterile Höhlen entstehen, es sind auch Implantatlockerungen beschrieben [19].

Gute Ergebnisse werden ebenfalls von *Prokop* [86] für Frakturen mit wenig Belastung beschrieben, die oft höheren Implantatkosten werden durch das Fehlen eines Zweiteingriffs kompensiert. Betont wird in dieser Studie, dass sich große Röhrenknochen, die größerer Belastung ausgesetzt sind, nicht für den Einsatz von bioresorbierbarem Material eignen. Fehlende mechanische Eigenschaften und lokale Gewebereaktionen hervorgerufen durch die Degradation werden dafür verantwortlich gemacht.

Eine Arbeit von *Kumta* [64] untersuchte die Osteosynthese mit Kirschnerdrähten und bioresorbierbaren Pins bei osteochondralen Femurfrakturen. Kirschnerdrähte zeigten im Vergleich zu den Pins eine Implantatwanderung und eine erhöhte Rate an Pseudarthrosen.

Für lasttragende Knochen existieren bislang nur wenige biomechanische Untersuchungen, aus denen sich Erkenntnisse hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften für bioresorbierbaren Materialien ergeben.

Funk [36] führte eine Acetabuloplastik bei kongenitaler Hüft dysplasie bzw. M. Perthes mit allogenen Knochen durch und fixierte diesen anstelle der herkömmlichen Kirschnerdrähte mit Polyactid- Schrauben. Dessen Ergebnisse zeigten hinsichtlich der Osteotomiekonsolidierung und Komplikationsrate im Vergleich zu der Metallfixierung keine signifikanten Unterschiede.

Zusammenfassend sind bioresorbierbare Materialien in den klinischen Anwendungen mit guten Erfahrungen belegt. Die strenge Indikationsstellung sowie die beschriebenen Nebenwirkungen erfordern eine weitergehende Beobachtung. Sie sollten nicht kritiklos eingesetzt werden.

Die biomechanischen Versuche dieser Arbeit sollen eine Diskussionsgrundlage bilden, auf die im Folgenden näher eingegangen wird.

6.2. Biomechanik des Beckens

In der Literatur finden sich kaum Angaben zu biomechanischen Untersuchungen von Beckenosteotomien. Eine solche Fragestellung hat sich bisher nicht ergeben, da einerseits Klarheit über die Osteosynthese bestand, andererseits die Nachbehandlung im Becken-Beingips für 6 Wochen die Frage der Primärstabilität nicht zwangsläufig aufkommen ließ.

Ein Osteosynthesemodell des Beckens liegt in der bisherigen veröffentlichten Literatur nicht vor. Eine Herausforderung dieser Arbeit war die Entwicklung eines geeigneten Versuchsmodells. Neben der Frage der Krafteinleitung soll im Folgenden auf die Größe und Richtung der einwirkenden Kräfte näher eingegangen und mit bestehenden Quellen verglichen werden.

Babis und Mitarbeiter [4] untersuchten zwei differente Schraubenfixierungen bei periacetabulärer Osteotomie. Jeweils drei 4.5mm Kortikalisschrauben wurden transiliakal oder transversal kreuzend eingebracht und gegeneinander getestet. Sie entschieden sich für eine axiale Lasteinwirkung über das Acetabulum.

Dadurch sollten die physiologischen Verhältnisse des Gangzyklus simuliert werden.

Es wird erwähnt, dass biomechanische Testungen von periacetabulären Osteotomien bislang nicht erfolgten.

Eine weitere Untersuchung führte Pressel [85] an einem Polyamid- Beckenmodell durch. Resultierende Gelenkkräfte wurden vor und nach der Durchführung der Salter- Osteotomie gemessen. Er ermittelte eine Abnahme der resultierenden Gelenkkräfte von 583N auf 266N. Als Referenz galt hier der Einbeinstand.

Die biomechanische Untersuchung dieser Studie sollte unter Berücksichtigung der Stellung des Beckens im Raum und Richtung und Größe der einwirkenden Kräfte erfolgen.

Die Spina iliaca anterior superior und die Eminentia pubica befinden sich beim Stehen in der Frontalebene [120]. Der Pfanneneingangswinkel nach Lanz [43] beträgt als Winkel der Körperlängsachse mit der Tangente an der Hüftgelenkspfanne durchschnittlich 42° (37° - 47°). Die räumliche Orientierung der Hüftpfanne ist über den Neigungswinkel der Pfanneneingangsebene zu jeder der drei Hauptebenen des Körpers definiert.

Witte [120] hat für den Gangzyklus die Projektion der Hüftgelenksresultierenden auf das Becken beschrieben. Die Maximalbelastung überschreitet 250% des Körpergewichtes in einzelnen Phasen des Gangzyklus.

In der Frontalebene weicht der Kraftvektor um 20° Grad nach medial ab, in der Sagittalebene um 11° Grad nach dorsal und in der Transversalebene verläuft der Vektor in einem Winkel von 30° Grad auf das Os sacrum zu. Der Kraftvektor ändert im Verlauf seine Richtung nur unwesentlich, dafür ändert sich die Größe der Kraft.

Dalstra [28] untersuchte anhand seiner finite elemente – Studie die Kraftverteilung im Becken unter physiologischen Belastungen. Die Studie fand heraus, dass der Großteil der Belastung über die Kortikalis des Beckens übertragen wird, wohingegen die Spongiosa weniger beansprucht wird. Ebenfalls untermauerten sie die Feststellung von Witte [120], dass sich weniger die Richtung, vielmehr aber die Größe der Hüftgelenkskraft über den Gangzyklus verändert.

Diese Kraft wird über den anterior- superior gelegenen Abschnitt des Acetabulum auf das Becken übertragen, einmal über das Os pubis zur Symphyse und hauptsächlich über den acetabulären Rand, entlang der Incisura ischiadica auf das Iliosakralgelenk zu. An diesen Stellen findet sich die dichteste Spongiosa und eine Kortikalis mit der größten Dicke. Die größten Kräfte treten auf während der Phase des Einbeinstandes und lagen hier bei rund 2000N während der 2. Phase des Gangzyklus, die Grundlagen dazu entstammen der Arbeit von *Bergmann* [7]. Die auftretenden Muskelkräfte der Hüftabduktoren liegen zwischen 1000- 1500N während Phase 2 und 5 des Gangzyklus, diese reicht von Anfang bis Ende der Einbeinstandphase. Die Muskelkraft insgesamt liegt viel höher, jedoch haben die Muskelgruppen verschiedene Wirkungslinien, das Hüftgelenk ist somit ein schon beschriebenes statisch unbestimmtes System [61].

Aus diesen Gründen sahen wir es als sinnvoll an, die Osteotomiestelle durch eine nach dorsal- caudal gerichtete Krafteinleitung zu belasten. Am Beckenkamm entspringen ventral um die Spina iliaca anterior superior der M. tensor fascia latae, der M. sartorius, etwas weiter unterhalb der M. rectus femoris. An der dorso- lateralen Fläche des Os ilium entspringen die Mm. Glutei maximus, medius et minimus, an der Innenseite der zweiteilige M. Iliopsoas. Alle diese Muskeln wirken abduzierend, adduzierend, beugend und streckend auf das Becken. Die wichtigste Rolle beim Einbeinstand nehmen die kleinen Hüftabduktoren und die Gesäßmuskulatur ein, das Becken wird nach hinten, außen und unten belastet [61].

Bergmann [9] hat durch seine Messungen mit instrumentierten Hüftendoprothesen und gleichzeitig durchgeführten Gangzyklusanalysen einen Mittelwert von 238% des Körpergewichts herausgefunden, mit dem ein Hüftgelenk während des Gehens mit 4km/h belastet wird. Beim Einbeinstand fanden sich in etwa die gleichen Werte. Dies deckt sich mit bereits vorhandenen biomechanischen Messungen und Berechnungen, die im Biomechanikabschnitt über das Hüftgelenk dargestellt wurden.

Die Krafteinleitung ist in der Literatur kontrovers beschrieben, *Adamczyk* [1] führte eine axiale Krafteinleitung bei der Testung bioresorbierbarer gegenüber herkömmlicher Schrauben durch.

Babis hingegen [4] leitete die Kraft über das Acetabulum ein, gemeinsam ist allen Veröffentlichungen die Simulation der Kraftverhältnisse beim Einbeinstand.

Die Versuchsanordnung dieser Arbeit ließ aus praktischen Gründen eine Krafteinleitung über das Acetabulum nicht zu. Dies hätte eine Fixierung des Beckenkamms nötig gemacht. Da das Becken des Schweins deutlich kleiner ausfällt, wäre keine stabile Fixierung möglich gewesen.

Idealerweise sollte die biomechanische Testung an menschlichen Becken erfolgen. Aus ethischen Gründen und praktischen Gründen der Verfügbarkeit ist dies gerade bei erforderlicher größerer Stückzahl schwierig umsetzbar. Humane Modelle weisen meist aufgrund ihres Alters eine große individuelle Schwankung der Knochendichte auf. Die Beckenosteotomie nach Salter erfolgt vorwiegend bei Patienten im Kindesalter, so dass in Bezug auf Knochenalter- und -qualität keine vergleichbaren Untersuchungsbedingungen vorliegen würden.

Die Verwendung von Schweineknöcheln ist in vielen Studien publiziert [96, 103], die Knochendichte sowie die maximale Versagenslast ist mit der des menschlichen Knochens vergleichbar [103].

Das homogene Alter der Schweinebecken zum Zeitpunkt der Materialgewinnung erscheint von Vorteil, um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen. Dennoch ist kein direkter Rückschluss aus den Ergebnissen mit Knochen vom Schwein auf Ergebnisse mit menschlichem Knochen möglich und sollte grundsätzlich hinterfragt werden.

Zur Durchführung der Versuche musste neben dem Aufbau ein eigenes Versuchsprotokoll etabliert werden. Vergleichbare Arbeiten zur biomechanischen Testung von Beckenosteotomien sind in der Literatur selten. *Adamczyk* (1) führte Versuchsreihen mit je 10 zyklischen Belastungen über 10-450N durch. Dies

entsprach den Kraftmomenten eines Heranwachsenden. *Babis* (4) führte seine Testung mit einer Prüfgeschwindigkeit von 20mm/min und einer maximalen Last von 130kg durch, bzw. bis zu einem „Displacement“- Maximum von 2.5cm.

Die Versuchsetablierung erfolgte zunächst am Kunstknochenmodell, dieser ist in der biomechanischen Testung etabliert (102). Kunstknochen ist jedoch im Gegensatz zu menschlichem Knochen weniger elastisch verformbar, bei Überschreitung der Grenzbelastung neigt er vielmehr zu Frakturen (46).

Die im Material und Methodenteil beschriebene Osteotomie und Osteosynthese der Kunst- und Schweinebecken sollte so standardisiert wie möglich durchgeführt werden. Dazu diente beim Kunstknochenmodell ein mit Gips stabilisierter Schaumabdruck. Die Schweinebecken unterschieden sich in Länge und Form nicht nur vom Kunstknochen, auch interindividuelle Variationen führten dazu, dass für jedes Becken ein eigener Trittschaum verwendet wurde. Auf eine weitere Stabilisierung mit Gips wurde auch aus Kostengründen verzichtet, zumal eine ausreichende Stabilität gewährleistet war.

Die Salter- Osteotomie wurde im Vergleich zur Originalmethode abgeändert. Anstelle einer Keilimplantation erfolgte eine keilförmige Osteotomie. In erster Linie sollte die Stabilität der Osteotomie untersucht werden, auch hier werden wie bei dem Einbringen eines autologen Knochenspanns drei Knochenfragmente miteinander fixiert. Ein negativer Einfluss auf standardisierte Untersuchungsbedingungen ist bei der ventro- kaudalen Reorientierung der Pfanne zu erwarten, so dass darauf verzichtet wurde. Die biomechanische Untersuchung wurde an nicht dysplastischen Becken durchgeführt, was einen weiteren Grund für den Verzicht darstellt (95).

Die Durchführung der Osteosynthese mit K- Drähten gestaltete sich komplikationslos. Durch die Fixierung des Beckens im Trittschaum und des Osteotomiekeils über einen zentralen K- Draht konnten standardisierte Prüfobjekte entstehen.

Die Versorgung mit den Smartpins sah ein Vorbohren mit Kirschnerdrähten vor. Es war darauf zu achten, zentral zu bohren ohne unwillkürliches Erweitern der Bohrkanäle. Dadurch bestand die Gefahr, dass die anschließende Verkle-

mung der Smartpins nicht gewährleistet und eine instabile Osteotomie die Folge war.

Zunächst dienten die im Kunstknochenmodell ermittelten Werte für Steifigkeit und „Displacement“ der Etablierung eines standardisierten Testverfahrens, da keine vergleichbaren Studien vorliegen. Unter der Prüflast von 100N wurde eine Steifigkeit von 163,5 N/mm ermittelt, nach einer Belastung von 500 Zyklen zeigte sich ein „Displacement“ von 0,78mm. Die anschließende Ermittlung der Steifigkeit ergab erneut einen Wert von 163,5 N/mm, so dass sich nach 500 Zyklen offenbar keine messbare Materialermüdung einstellte.

War die initiale Prüflast mit 100N zu gering gewählt? Um dieser Frage nachzugehen, prüften wir ein zweites Kunstknochenmodell beginnend bei 200N über mehrere Hysteresesyklen in 100N- Schritten bis 500N und ab diesem Wert in 500N- Schritten bis 2000N. Hier lag die Steifigkeit mit 619N/mm deutlich über dem ermittelten Wert bei 100N. Um nun eine Aussage für die maximale Belastbarkeit zu erreichen, wurde unter Extrembedingungen mit einer Last von 2000N eine zyklische Prüfung über 500 Zyklen absolviert. Hier kam es nach 300 Zyklen zum Versagen des vorbelasteten Beckens. Dieser Versuch zeigte, dass die Prüflast von 100N zu gering war.

Im nächsten Schritt sollte das am operierten Kunstknochen etablierte Modell auf operierte Schweinebecken übertragen werden. Beide Becken wurden im Hystereszyklus einer einmaligen Beanspruchung von 1000N ausgesetzt. Beide Becken versagten bei 486,5N, bzw. 502,6N.

Vergleicht man nun die Prüflast mit bestehenden Studien, so findet man unterschiedliche Angaben wie die von Babis (4).

Die Prüflast orientierte sich an Werten, die experimentell und theoretisch beim Einbeinstand auftreten, somit dass mehr als zweifache des Körpergewichtes. Die Untersuchung von Bergmann erfasste keine zyklische Belastung, sondern die einmalige Applikation von 130kg (9).

Werte von 1000-2000N als maximale Belastung finden sich in der biomechanischen Untersuchung des Beckens von Khajavi (55).

Eine ähnliche Studie von Adamczyk führte eine Belastung von 10-450N über jeweils 10 Zyklen durch (1).

Da die Therapie der Hüftdysplasie mit einer Salter-Beckenosteotomie am häufigsten zwischen dem 18. Lebensmonat und dem 6. Lebensjahr durchgeführt wird (95) und ein 6-jähriges Kind im Mittel ungefähr 20kg wiegt, erfolgte die Festlegung auf 200N für die zyklische Belastung. Nach einer Beckenosteotomie erfolgt entweder die Ruhigstellung im Becken- Bein- Gips bzw. die Nachbehandlung mit Fußsohlenkontakt für mindestens 6 Wochen (25).

Experimentelle Untersuchungen konnten zeigen, dass die Nutzung von zwei Unterarmgehstützen eine Belastung des ein- bis 2.8fachen des Körpergewichtes bedeutet (58).

Die zyklische Belastung sollte eine vielfache Einbeinstandbelastung mit etwa dem einfachen Körpergewicht simulieren, eine Situation die der Nachbehandlung mit Fußsohlenkontakt nachempfunden werden sollte.

Bei der Versagensprüfung wurde die Prüflast von 2000N gewählt, um ein Versagen der Osteosynthese zu erreichen. Diese Last entspricht in etwa dem zehnfachen Körpergewicht des zugrunde gelegten Patientenkollektivs.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Zyklische Versuchsreihe

Insgesamt zeigte sich für die Steifigkeit vor zyklischer Belastung kein signifikanter Unterschied ($p=0.326$), auffällig war die etwas größere Standardabweichung der Pins sowie ein Ausreißer mit einer Steifigkeit von mehr als 1000 N/mm. Im Nachhinein erklärt sich dieser Ausreißer nicht durch Besonderheiten, die auf die osteosynthetische Versorgung und biomechanische Testung zurückzuführen ist.

Mit einem $p=0,94$ zeigte sich für die Steifigkeit nach zyklischer Versuchsreihe auch hier kein signifikanter Unterschied, jedoch eine hohe Streubreite bei beiden Versuchsgruppen, die dem Versuchsaufbau anzulasten ist.

Die Steifigkeit nahm in beiden Gruppen nach zyklischer Belastung leicht ab, was zu erwarten war. Diese Abnahme war wiederum in beiden Gruppen nicht signifikant unterschiedlich, für die K- Drähte mit einem $p=0,88$ und $p=0,96$.

Versagensmessung nach zyklischer Belastung

Die mittlere Versagenslast war nach zyklischer Belastung für die Pins im Vergleich zu den K- Drähten mit 2547,6 N zu 2076,8 N interessanterweise höher bei gleichzeitig größerer Streubreite. Ein signifikanter Unterschied bestand nicht. Die höhere Streubreite in der Pingruppe könnte auf eine im Vergleich zur K-Draht-Gruppe variablere Positionierung zurückzuführen sein. Dies ließ sich im Versuchsaufbau und an den Präparaten nicht nachweisen, auch gab es hinsichtlich der Ergebnisse in der Pingruppe keine vermehrten Versager. Die Ursache kann demnach am ehesten methodisch bedingt sein.

Primäre Versagensmessung und vergleichende Analyse

Bei der primären Versagensmessung wiesen die K-Drähte mit 2691,4 N zu 2360,0 N einen höheren Wert auf, das Signifikanzniveau mit $p=0,564$ drückt aus, dass hier kein signifikanter Unterschied reproduziert werden konnte. Die Standardabweichung verhält sich nun umgekehrt, sie fällt bei den K- Drähten höher aus im Vergleich zur Versagensmessung nach zyklischer Belastung. auch hierfür konnte klinisch und an den Präparaten kein Hinweis gefunden werden, der diesen Sachverhalt begründet. So muss auch hier vermutet werden, dass dieser Sachverhalt auf den Versuchsaufbau zurückzuführen ist.

Prüft man nun, ob die zyklische Belastung einen Einfluss auf die Versagenslast hat, so ergibt sich sowohl für K- Drähte, als auch für Pins mit $p=0,43$ und $p=0,9$ kein signifikanter Unterschied. Die maximale Last nach zyklischer Belastung ist bei K-Drähten mit 2076,8 N zu 2691,4 N deutlich geringer. Für die Smartpins ist das Ergebnis nach zyklischer Belastung etwas höher als bei der primären Versagensmessung. Die beobachteten Unterschiede erscheinen zufälliger Natur, weil sich nicht die Tendenz zeigt, dass die zyklische Belastung zu einer Abnahme der Stabilität führt. Der Median gilt Ausreißern gegenüber robuster, es fällt auf, dass dieser ebenso wie die Standardabweichung für K- Drähte von der

primären Versagensmessung zur Versagensmessung nach zyklischer Belastung abnimmt. Für die Smartpins verhält es sich entgegengesetzt; Median und Standardabweichung nehmen zu von der primären Versagensmessung zur postzyklischen Versagensmessung. Es erscheint möglich, dass die zyklische Belastung die Osteosynthese mit Smart- Pins stärker schwächt als die drahtfixierte Osteosynthese. Das jedoch kein signifikanter Unterschied besteht, lässt sich durch die nahezu gleich bleibende Steifigkeit erklären- welche das System ausreichend stabil hält.

Hinzuweisen ist auf die Tatsache, dass bei der primären Versagensmessung 7 K-Drahtbecken und 8 Smartpin- Becken von jeweils 12 und bei der Versagensmessung nach zyklischer Belastung jeweils 6 K-Draht- und Smartpinbecken die Beanspruchung von 2000 N standhielten. Diese Becken wurden dann aufsteigend mit bis zu 5000 N belastet, worunter es zu in allen Fällen zum Versagen kam. Der Stellenwert der vorangegangenen Belastung mit 2000 N auf den letztendlich ermittelten Wert bleibt in seiner Größe unbekannt. Da sich die Ausreißer gleichmäßig auf beide Kollektive verteilten, wurden sie in die Datenauswertung einbezogen.

Displacement

Durch die mit 200 N festgelegte Prüflast kommt es während eines Zyklus bei der Krafteinleitung zu einer Auslenkung der Osteotomie bis die gesamte Last von 200 N erreicht ist, anschließend fährt die Software bis auf 0 N zurück. Man erhält einen oberen Wert, der für die Dislokation bei Krafteinleitung steht sowie einen unteren Wert, der die aktuelle Ruhestellung nach Kraftausleitung darstellt. Die Dislokation wurde nach 100 und 2000 Zyklen getrennt für den oberen Bereich und unteren Bereich erfasst und analysiert.

Displacement der K- Drähte/ Pins nach 100 Zyklen

Mit einem $p=0.6$ zeigte sich kein signifikanter Unterschied zu Beginn der zyklischen Prüfung für den Vergleich beider Gruppen.

Displacement der K- Drähte/ Pins nach 2000 Zyklen

Nach 2000 Zyklen ergab sich mit einem $p=0.97$ kein signifikanter Unterschied, auffällig war in beiden Gruppen die geringere Dislokation.

Displacement der K- Drähte und Pins im zyklischen Verlauf

In beiden Gruppen zeigte sich nach 2000 Zyklen ein signifikant geringeres Displacement, für K- Drähte $p=0.037$ und für Smartpins $p=0.032$. Diese Beobachtung war für beide Materialien in gleichem Maße gültig. Warum ist nun das Displacement nach der zyklischen Belastung geringer? Es ist zu vermuten, dass die Konstruktion aus Osteotomie und Osteosynthesematerialien durch die zyklische Belastung in gewissen Grenzen eine Stabilisierung erlangt. Da auch die Steifigkeit nach der zyklischen Belastung nicht signifikant abnahm, erscheint das Prüfobjekt noch nicht plastisch verformbar. Dies scheint im Rahmen der Testbedingungen materialunabhängig zu sein, denn in gleichem Maße zeigt sich ein signifikanter Unterschied für die K- Drähte und die bioresorbierbaren Pins.

Wenn sich daraus etwas Praxisrelevantes ableiten lässt, dann die Tatsache, dass sich beide Osteosynthesematerialien nicht signifikant unterscheiden.

Wodurch die signifikant geringere Dislokation nach zyklischer Belastung zustande kommt, kann nicht eindeutig geklärt werden. Die Prüfbelastung besteht aus einer axialen Druck- und Scherbelastung. Die Belastungsgrößen können mathematisch nicht getrennt betrachtet werden. Dies erscheint auch nicht erforderlich, weil in beiden Gruppen die gleichen Beobachtungen gemacht werden. Die axiale Komponente könnte über eine Kompression zu einer Stabilisierung der Osteotomie beitragen, so dass sich das geringere Displacement erklären lässt. Solange die K- Drähte und Pins dieser Belastung eine ausreichende Steifigkeit entgegensetzen können, kommt es nicht zur plastischen Verformung. Diese wird erst in der Versagensmessung mit mehr als 2000N erreicht.

Die Bedeutung des signifikant geringeren Displacements soll an dieser Stelle nicht überbewertet werden. Festzuhalten ist die Tatsache, dass das Displacement nicht größer wurde nach der zyklischen Belastung. Dies wäre der Fall gewesen, wenn eine plastische Deformierung der Osteosynthesematerialien oder eine Dislokation der Osteotomie stattgefunden hätte. Im Rahmen der Untersu-

chungsbedingungen stellte sich unter der zyklischen Belastung keine plastische Verformung ein, so dass von einer Primärstabilität auszugehen ist. Erst bei einer Versagenslast von jenseits der 2000N kommt es zu einem Versagen der Fixation.

Die ermittelten Werte für die Versagsmessungen lagen mit Werten über 2000 N deutlich über vergleichbaren Werten, die in der Literatur veröffentlicht sind. Hier finden sich Mittelwerte von 741,5 N – 930,8 N, allerdings für 80-120mm lange 4,5mm- Corticalisschrauben. Diese finden zumindest eine monokortikale Verankerung, im Gegensatz dazu handelt es sich bei der K-Draht- und Pinfixierung um eine spongiöse Verankerung. Auch die Steifigkeitswerte lagen im Mittel mit mehr als 400N/mm deutlich über den Angaben vorhandener Studien (4).

Eine mögliche Einflussnahme ergibt sich durch die Krafteinleitung über das Becken, möglicherweise ergibt die Krafteinleitung über das Acetabulum geringere Werte. Denkbar ist auch eine weitere Destabilisierung bei kompletter Durchführung der Salter- Osteotomie mit Keilimplantation und Ventro- Caudalisierung des Pfannendaches. Dies wurde in der vorliegenden Arbeit aus Gründen der besseren Reproduzierbarkeit bewusst nicht durchgeführt.

Andere Studien (1) zeigen für die axiale Lasteinwirkung ähnliche Werte für die Steifigkeit, auch hier ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen biore-sorbierbarem Material und Schrauben aus Metall. Die Größe der Werte ist jedoch stark abhängig von der Richtung der Lastwirkung, wie Studien mit unterschiedlichen Lastvektoren zeigen konnten. Für die axiale Lasteinwirkung werden die größten Werte angegeben.

Widmer (118) fand maximale Versagswerte von 462N bis 817N, ihm zufolge können diese Ergebnisse jedoch nur im Verhältnis gesehen werden und nicht als absolute Werte. Gerade die biomechanischen Modelle minimieren Störfaktoren durch ihre Simplifizierung. Dadurch werden jedoch Einflussfaktoren wie die Muskelkräfte nicht berücksichtigt. Diese erscheint der Arbeitsgruppe von großer Relevanz und hebt hervor, dass während der postoperativen Entlastungsphase durch den Muskelzug erhebliche Kräfte auftreten können.

Der biomechanischen Testung des Beckens in diesem neu entwickelten Osteosynthesemodell sind methodische Grenzen aufgezeigt worden. Es existieren zu wenige biomechanische Studien, um ein allgemein gültiges Studiendesign anzuwenden. Zudem wirken in vivo unterschiedliche und komplexe Kraftvektoren auf das System ein, deren unterschiedliche Bedeutung komplex zu analysieren wäre. Abhängig von der Beckenpositionierung, Lasteinwirkung sowie dem Zusammenspiel des aktiven und passiven Bewegungsapparates ergibt sich eine Vielzahl von Faktoren, die in unserem Labor nicht umfassend berücksichtigt werden können. Beim Versuchsaufbau ging es um eine möglichst einfache Anordnung und um die Beantwortung einer mechanischen Vergleichsanalyse zweier Fixationsmethoden. Die benutzten Präparate wurden in beiden Gruppen mit gleichen Eigenschaften verteilt. Die Osteotomie erfolgte in beiden Gruppen anhand einer Osteotomielehre. Die K-Drähte wurden mit einer Schablone gesetzt. Die Pins wurden gegen zuvor auf gleiche Weise gesetzte K-Drähte getauscht. Dieser gleiche Versuchsaufbau sollte mögliche Störfaktoren zu reduzieren helfen. Ein rationaler Vergleich mit anderen Studien ist nicht möglich, da kein vergleichsweises Studienmodell vorliegt. Zu den Schwächen des Versuchsaufbaus zählt sicherlich die große Streubreite der Messwerte, die sich aber über beide Gruppen und über die unterschiedlichen Messungen auf beide Gruppen verteilt. Eine Ursache dafür konnte nicht identifiziert werden.

6.4.Fazit

Diese Studie konnte mit den oben genannten Einschränkungen zeigen, dass hinsichtlich der untersuchten Parameter zwischen bioresorbierbarem Material und Metalldrähten kein signifikanter Unterschied besteht. Es zeigte sich in beiden Untersuchungsgruppen eine große Streubreite, unabhängig vom Material. Dies lässt den Schluss zu, dass die Verwendung bioresorbierbarer Materialien für die Salter- Osteotomie aus biomechanischer Sicht die gleiche Stabilität wie die herkömmliche K- Drahtosteosynthese bieten sollte. Darüber hinaus bleiben die in vivo- Effekte zunächst unbekannt. Es sollte weiter geforscht werden in Bezug auf die Biokompatibilität, welche negative Auswirkungen auf die Fraktur-

heilung haben könnte. Die Biodegradation der Materialien könnte positive Einflüsse auf die Heilung der Osteotomie haben. In dem Maße wie durch Kompression auf den Frakturspalt die Knochenheilung begünstigt wird, kann unter dem sukzessiven Abbau des Materials die Ossifikation schneller ablaufen. Problematisch erscheinen dabei das Auftreten von Osteolysen und Pseudarthrosen und die sehr unterschiedliche Degradation im Gewebe.

Die Übertragung dieser Ergebnisse auf eine klinische Anwendung ist nur unter Berücksichtigung der oben genannten systemischen Einschränkungen möglich und bedarf einer gebotenen Vorsicht.

7. Zusammenfassung

Einleitung: Die kongenitale Hüftreifungsstörung ist die häufigste angeborene Skeletterkrankung und kann unbehandelt zu funktionellen und strukturellen Beeinträchtigungen führen. Sie ist als präarthrotische Deformität anzusehen. Neben der klinischen Untersuchung hat insbesondere die Hüftsonographie wichtigen diagnostischen Wert im Rahmen des Neugeborenen-Screening erlangt und eignet sich zur Therapieüberwachung darüber hinaus.

Es stehen grundsätzlich konservative und operative Therapiemaßnahmen zur Verfügung, deren Anwendung der korrekten Indikationsstellung bedarf.

Die Beckenosteotomie nach Salter ist ein bewährtes Verfahren zur operativen Therapie der kongenitalen Hüftdysplasie. Sie hat eine bessere Hüftkopfüberdachung zum Ziel. Der Einsatz von Kirschner-Drähten macht einen Zweiteingriff zur Materialentfernung notwendig, damit verbunden sind allgemeine Narkoserisiken, spezifische operationsbedingte Risiken, zusätzliche Hospitalisierung der jungen Patienten und zusätzliche Kosten.

Der Einsatz bioresorbierbarer Implantate könnte dazu beitragen, diese zusätzlichen Risiken zu reduzieren. Die biomechanischen Eigenschaften der Implantate sind sehr komplex und von vielen Faktoren abhängig. Aus Sicherheitsgründen wurde ihr Einsatz auf wenig lasttragenden Knochen beschränkt. Hierzu liegen gute Langzeiterfahrungen vor so dass ein breites Einsatzspektrum besteht. Diese Studie sollte die Primärstabilität von bioresorbierbaren Implantaten im Vergleich zu etablierten Kirschner-Drähten *in vitro* untersuchen.

Material und Methode: An 44 paarigen Beckenhälften vom Schwein wurde die Salter-Osteotomie durchgeführt, jeweils die Hälfte mit bioresorbierbaren 70mm-Pins sowie Kirschner-Drähten fixiert. 20 Beckenhälften wurden in einer Materialprüfmaschine einer zyklischen Belastung mit 200N über 2000 Zyklen ausgesetzt. Ermittelt wurde die Dislokation („Displacement“) des Osteotomiefragments, die maximale Versagenslast und Steifigkeit nach zyklischer Belastung. Mit einer primären Versagenslast von 2000N wurden die verbleibenden 24 Becken getestet. Ausgewertet wurde die Steifigkeit in N/mm und die Maximalversagenslast.

Ergebnisse: Die statistische Auswertung erfolgte anhand des Mann-Whitney-Testverfahrens. Die Metallimplantate zeigten nach zyklischer Belastung mit einer Maximalversagenslast von 2076,8 N (± 1260) und Steifigkeit von 451,7 N/mm ($\pm 253,5$) keine statistische Signifikanz zu den bioresorbierbaren Pins (Maximalversagenslast 2547,6 N $\pm 1738,8$, Steifigkeit 417,4 N/mm $\pm 216,3$).

Die primäre Versagenslast der K-Drähte (2691,9 N $\pm 1745,4$) sowie die Steifigkeit (352,5 N ± 216) erwies keinen statistischen Unterschied zu den bioresorbierbaren Implantaten (primäre Versagenslast 2360 N $\pm 1122,6$ und Steifigkeit 340 N/mm $\pm 281,2$). Ebenso keinen statistisch signifikanten Unterschied erwies das Displacement der Osteotomie nach zyklischer Belastung. Es betrug für K-Drähte 0,46mm $\pm 0,27$, für bioresorbierbare Pins 0,44mm $\pm 0,18$.

Diskussion: In den durchgeführten Stabilitätsuntersuchungen konnte für die Ostsynthese kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden verwendeten Materialien gefunden werden. Sie lassen den Schluss zu, dass die bioresorbierbaren Implantate aus biomechanischer Sicht die gleiche Stabilität bieten wie die bislang verwendeten Kirschnerdrähte. Der Einfluss der Ab- und Umbauprozesse von bioresorbierbaren Implantaten auf die Stabilität in vivo ist noch unbekannt. Vor einer klinischen Anwendung bei der Salter-Osteotomie empfiehlt sich hier weitere Forschungsarbeit.

8. Summary

Introduction: The congenital hip dysplasia is the most common inherent disease of the skeleton and, if not treated, can lead to functional and structural adverse effects. It is to be classified as a pre-arthritic deformation. Besides the clinical examination, the hip sonography is particularly useful for the diagnosis within the scope of newborn baby screening and lends itself for therapeutic supervision.

In general, conservative and operative measures of therapy are available, their application needs correct indication.

Salter's osteotomy of the pelvis is an approved measure for operative therapy of the congenital hip dysplasia. Its aim is an improved femoral head canopy. The use of Kirschner wire causes a second operative surgery to remove the material, which includes the general risks of anesthesia, specific risks of the surgery, another hospitalization of the young patients and additional costs.

The use of biologically resorbable implants could contribute to decrease these additional risks. The biomechanical features of the implants are very complex and depend on many factors. Due to reasons of safety its inset was limited to minor load-bearing bones. Good long term examinations and experiences are available here, therefore a broad range of possible capabilities is given. This thesis is supposed to show the primary stability of bioresorbable implants in comparison to established Kirschner wires in vitro.

Material and methods:

Salter's osteotomy of the pelvis was operated on 44 pairs of porcine pelvis halves; each with one half fixed with bioresorbable 70mm-pins, the other half with Kirschner wire.

20 pelvis halves were exposed to a cyclical workload of 200N in 2000 cycles in a material testing machine. Investigated was the Displacement of the osteotomy fragment, the maximum failure load and the stiffness after cyclical exposure. The remaining 24 pelvis halves were tested with a primary failure load of 2000N. The stiffness in N/mm and the maximum failure load were evaluated and analyzed.

Results:

The statistical evaluation was made with the Mann-Whitney-U-Test. The metal implants (maximum failure load of 2076,8 N [\pm 1260] and Stiffness of 451,7 N/mm [\pm 253,5]) showed no statistical significance compared to the bio- resorb-able pins (maximum failure load of 2547,6 N \pm 1738,8, stiffness of 417,4 N/mm \pm 216,3).

The primary failure load of the K-wires (2691,9 N \pm 1745,4) as well as the stiffness (352,5 N \pm 216) did not show any statistical difference compared to the bioresorbable implants (primary failure load 2360 N \pm 1122,6 and stiffness 340 N/mm \pm 281,2)

The Displacement of the osteotomy after cyclical workload also did not show any statistically significant difference. It accounted for K-wires 0,46mm \pm 0,27, for biodegradable pins 0,44mm \pm 0,18.

Discussion: No significant difference was found between the two used materials in the implemented stability examinations for the osteosynthesis.

This allows the conclusion that the bioresorbable implants provide the same stability from a biomechanical perspective as the up to now used Kirschner wires.

The influence of the processes of degradation and alteration of biologically re-sorbable implants on stability in vivo is so far unknown. Before a clinical use of Salter's osteotomy is applied, more research work is recommended.

9. Literaturverzeichnis

1. Adamczyk MJ, Odell T, Oka R, Mahar AT, Pring ME, Lalonde FD, Wenger DR. (2007) Biomechanical stability of bioabsorbable screws for fixation of acetabular osteotomies. *J Pediatr Orthop*, 27(3), 314-8.
2. Alexiev VA, Harcke HT, Kumar SJ. (2006). Residual dysplasia after successful Pavlik harness treatment. *J Pediatr Orthop*, 26, 16–23.
3. An YH, Woolf SK, Friedman RJ. (2000) Pre-clinical in vivo evaluation of orthopaedic bioabsorbable devices. *Biomaterials*, 21, 2635.
4. Babis GC, Trousdale RT, Jenkyn TR, Kaufman K. (2002) Comparison of Two Methods of Screw-Fixation in Periacetabular Osteotomy. *Clin Orthop Rel Res*, 403, 221–227.
5. Barber AF, Elrod BF, McGuire DA, Paulos LE (1995). Preliminary results of an absorbable interference screw. *J Arthroscop Relat Surg*, 11, 537–538.
6. Becker D. (1988) Erhaltungsoperation bei Radiusköpfchenfraktur mittels Pinning mit dem resorbierbaren Material BIOFIX. *Handchirurgie*, 20, 157-159.
7. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. (1990) Instrumentation of a hip joint prosthesis. In: *Implantable Telemetry in Orthopaedics*, 35-63, Freie Universität Berlin.
8. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. (1993) Hip joint forces during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26, 969–990.
9. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. (2001) Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*, 34(7), 859-71.
10. Bernbeck R. (1949) Die pathologische Femurtorsion und Coxa valga (Ihre operative Beseitigung durch intertrochantäre Femurosteotomie). *Z Orthop*, 78, 303-313.
11. Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A, Niethard FU. (2004) Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surg Radiol Anat*, 26(6), 433-46.
12. Böhler N, Obwegeser JA, Pastl K. (1997) Clinical results with screws made by homologous bone as a resorbable implant for the fixation of osteochondral fragments. *Effort*, 56, 168.

13. Borck SC. (1991) Die räumliche Orientierung und Ausdehnung der Gelenkflächen der Hüftpfanne. Med Diss, Köln.
14. Böstman OM. (1991) Absorbable implants for the fixation of fractures. J Bone Joint Surg Am, 73(1), 148-53.
15. Böstman O, Makela EA, Sodergard J, Hirvensalo E, Tormala P, Rokkanen P. (1993) Absorbable polyglycolide pins in internal fixation of fractures in children. J Pediatr Orthop, 13, 242-245.
16. Böstman OM, Pihlajamäki HK, Partio EK, Rokkanen PU. (1995) Clinical biocompatibility and degradation of polylevolactide screws in the ankle. Clin Orthop (United States), 320, 101-109.
17. Böstman O, Pihlajamäki H. (2000) Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: a review. Biomaterials, 21, 2615-2621.
18. Bucholz RW, Henry S, Henley MB. (1994) Fixation with bioabsorbable screws for the treatment of fractures of the ankle. J Bone Joint Surg Am, 76(3), 319-324.
19. Burns A, Varin J. (1998) Poly-L-lactic acid rod fixation results in foot surgery. J Foot Ankle Surg (United States), 37(1), 37-41.
20. Chiari K. (1953) Beckenosteotomie zur Pfannendachplastik. Wien Med Wochenschr, 103, 707-709.
21. Claes L, Ignatius A. (2002) Entwicklung neuer biodegradabler Implantate. Der Chirurg, 73, 990-996.
22. Claes LE, Ignatius AA. (1998) Biodegradable Implantate und Materialien. Hefte zu „Der Unfallchirurg“. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
23. Claes L, Wolf S, Ignatius A. (1998) Mechanische Eigenschaften von biodegradablen Polymeren und Keramiken. OP Journal, 14, 230-233.
24. Claes LE. (1992) Mechanical characterization of biodegradable implants. Clin Mater, 10(1-2), 41-46.
25. Crockarell J Jr, Trousdale RT, Cabanela ME, Berry DJ. (1999) Early experience and results with periacetabular osteotomy: The Mayo Clinic experience. Clin Orthop Relat Res, 363, 45-53.
26. Czerny C, Hofmann S, Neuhold A et al. (1996) Lesions of the acetabular labrum: accuracy of MR imaging and MR arthrography in detection and staging. Radiology, 200(1), 225-230.

27. Daniels AU, Chang MK, Andriano KP. (1990) Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone. *J Appl Biomater (United States)*, 1(1), 57-78.
28. Dalstra M, Huiskes R. (1995) Load transfer across the pelvic bone. *J Biomechanics*, 28(6), 715-24.
29. Dávid A, Eitenmüller J, von Oepen R, Müller D, Pommer A, Muhr G. (1994) Mechanische Festigkeit und chemische Stabilität von biodegradablen blockpolymerisiertem und spritzgegossenem Poly-L-Laktid in vitro. *Der Unfallchirurg*, 97(5), 278-284.
30. Dega W. (1966) Anatomical and functional restitution in congenital hip dislocation by one-stage surgical procedure. *Arch Orthop Unfallchir*, 60, 16–29.
31. Eitenmüller J, David A, Muhr G. (1990) Treatment of ankle fractures with complete biodegradable plates and screws of high molecular weight polylactide. Read at the 92nd French Surgical Congress, Paris
32. Eren A, Pekmezci M, Demirkiran G, Cakar M, Guven M, Yazici M. (2007) Modified Salter osteotomy for the treatment of developmental dysplasia of the hip: description of a new technique that eliminated the use of pins for internal fixation. *J Bone Joint Surg Br*, 89(10), 1375-8.
33. Fettweis, E. (1968) Sitz-Hock- Stellungsgips bei Hüftgelenksdysplasien. *Arch orthop Trauma Surg*, 63, 38-51.
34. Forlin E, Munhoz Da Cunha La, Figueiredo DC. (2006) Treatment of developmental dysplasia of the hip after walking age with open reduction, femoral shortening, and acetabular osteotomy. *Orthop Clin North Am*, 37, 149–160.
35. Friden T, Rydholm U. (1992) Severe aseptic synovitis of the knee after biodegradable internal fixation. A case report. *Acta Orthop Scand*, 63(1), 94-97.
36. Funk JF, Perka C, Pruss A, Meiss AL, Placzek R. (2008) Modified acetabuloplasty using bioresorbable screws and lyophilised allogenic bone. *Z Orthop Unfall*, 146(6), 720-4.
37. Ganz R, Klaue K, Vinh TS. (1988) A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias. Technique and preliminary results. *Clin Orthop Relat Res*, 26–36.
38. Graf R. (2002) Hüftsonographie: Ein update. *Orthopäde*, 31, 181–189.

39. Graf R. (1997) Die sonographiegesteuerte Therapie. Orthopäde, 26, 33–42.
40. Graf R. (1995) Sonographie der Säuglingshüfte. Ein Kompendium. Bücherei des Orthopäden. Enke, Stuttgart.
41. Graf R. (1980) The Diagnosis of congenital hip joint dislocation by the ultrasonic compound treatment. Arch Orthop Trauma Surg, 97(2), 117–33.
42. Griffet J, Accorsi E, Chevallier A, el Hayek T, Odin G, Meouchy W. (2002) Polylactide acid pins versus stainless steel pins in the treatment of diaphyseal fracture: Experimental study in rats. Eur J Orthop Surg Traumatol, 12(3), 144–151.
43. Grifka. (1998) Kindliche Hüftdysplasie. Thieme, Stuttgart.
44. Gunatillake P, Adhikari R. (2003;) Biodegradable Synthetic Polymers for Tissue Engineering. Eur Cell Mater, 20, 1–16.
45. Handelsman JE, Weinberg J. (2008) Iliac apophyseal displacement: an alternative in pediatric pelvic osteotomies. J Pediatr Orthop B, 17(2), 69–72.
46. Hearn TC, Surowiak JF, Schatzker J. (1992) Effects of Tapping on the Holding Strength of Cancellous Bone Screws. Vet Comp Orthop Traumatol, 5, 10–12.
47. Hellenthal W. (1999) Physik für Mediziner und Biologen. 6. Auflage Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart.
48. Hellfeier A, Arnold P. (2006) Klinische und radiologische Ergebnisse der Beckenosteotomie nach Salter bei Wachstumsabschluß. Dissertation Ruprechts- Karl- Universität Heidelberg. Fakultät für klinische Medizin, Mannheim.
49. Hoffmann R, Weller A, Helling HJ, Krettek C, Rehm KE. (1997) Local foreign body reactions to biodegradable implants. A classification. Der Unfallchirurg, 100(8), 658–66.
50. Hofmann GO. (1995) Biodegradable implants in traumatology: a review on the state-of-the-art. Arch Orthop Trauma Surg, 114(3), 123–32.
51. Ignatius AA, Claes LE. (1996) In vitro biocompatibility of bioresorbable polymers: poly (L, DL-lactide) and poly (L-lactide-co-glycolide). Biomaterials, 17, 831–839.

52. Jago ER, Hindley CJ. (1998) The removal of metalwork in children
Injury, 29(6), 439-41. (Erratum in: Injury, 1998, 29(9), 736.
53. Jäger M, Westhoff B, Zilkens C, Weimann-Stahlschmidt K, Krauspe R.
(2008) Indikation und Ergebnisse hüftnaher Osteotomien bei Dysplasie.
Der Orthopäde, 37, 556–576.
54. Joukainen A, Partio EK, Waris P, Joukainen J, Kröger H, Törmälä P,
Rokkanen P. (2007) Bioabsorbable screw fixation for the treatment of
ankle fractures. J Orthop Sci, 12, 28–34.
55. Khajavi K, Lee AT, Lindsey DP, Leucht P, Bellino MJ, Giori NJ. (2010)
Single column locking plate fixation is inadequate in two column acetabular
fractures. A biomechanical analysis. J Orthop Surg Res, 5, 30.
56. Kitoh H, Kaneko H, Ishiguro N. (2009) Radiographic analysis of move-
ments of the acetabulum and the femoral head after Salter innominate
osteotomy. J Pediatr Orthop, 29(8), 879-84.
57. Kosikare K, Hirvensalo E, Päätilä H, Rokkanen P, Pohjonen T, Törmälä
P, Lob G. (1997) Fixation of osteotomies of the distal femur with absorb-
able, self-reinforced, poly-L- lactide plates – An experimental study in
rabbits. Arch Orthop Trauma Surg, 116, 352-356.
58. Kotzar GM, Davy DT, Goldberg VM. (1991) Telemeterized in vivo hip
joint force data: A report on two patients after total hip surgery. J Orthop
Res, 9, 621–633.
59. Kremli M. (2002) Bioabsorbable rods in Salter's osteotomy.
J Pediatr Orthop B, 11(2), 104-9.
60. Kulkarni RK, Pani KC, Neumann C, Leonhard F. (1966) Polyactic acid for
surgical implants. Arch Surg, 93, 839–843.
61. Kummer B. Biomechanik. (2005) Form und Funktion des Bewegungsap-
parates. Deutscher Ärzte Verlag, Köln.
62. Kummer B. (1985) Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks.
Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
63. Kummer B. (1961) Die Torsion der unteren Extremitäten, ihre Entstehung
und funktionelle Bedeutung. Z Orthop Verh Dtsch Ges, 96, 115-135.
64. Kumta SM, Chan KM, Lee KM, Leung PC. (1997) Stabilization of osteo-
chondral fractures: an experimental study comparing polyglycolic acid
degradable pin with K-wire stabilization in rabbits. Arch Orthop Trauma
Surg, 116(8), 492-5.

65. Leighton RK, Waddell JP, Bray TJ, Hapman MW, Simpson L, Martin RB, Sharkey NA. (1991) Biomechanical testing of new and old fixation devices for vertical shear fractures of the pelvis. *J Orthop Trauma*, 5(3), 313-7.
66. Loder et al. (2002) The long-term effect of pelvic osteotomy on birth canal size. *Arch Orthop Trauma Surg* Feb, 122(1), 29-34.
67. Ludloff K. (1908) Der anteromediale Zugang zum Hüftgelenk. *Z Orthop*, 22, 272- 276.
68. Macnicol MF, Bertol P. (2005) The Salter innominate osteotomy: should it be combined with concurrent open reduction? *J Pediatr Orthop B*, 14, 415-21.
69. Matsusue Y, Nakamura T, Iida H, Shimizu K. (1997) A long-term clinical study on drawn poly-L-lactide implants in orthopaedic surgery. *J Long Term Eff Med Implants*, 7, 119–137.
70. Miller RA, Brady JM, Cutright DE. (1977) Degradation rates of oral resorbable implants (polylactates and polyglycolates): rate modification with changes in PLA/PGA copolymer ratios. *J Biomed Mater Res*, 11, 711–719.
71. Millis MB, Murphy SB, Hall JE. (1999) Surgical correction of acetabular dysplasia in the adult. A Boston experience. *Clin Orthop Relat Res*, 363, 38-44.
72. Moulin E, Morscher P. (1988) Long-term results of the Salter pelvic osteotomy *Orthopäde*, 17(6), 479-84.
73. Müller M E. (1957) Die hüftnahen Femurosteotomien. Thieme, Stuttgart.
74. Nelitz M, Reichel H. (2008) Konservative Behandlung der Hüfttreifungsstörung. *Der Orthopäde*, 37(6), 550–555.
75. Nordström H, Pihlajamäki T, Toivonen P, Törmälä P, Rokkanen P. (1998) Tissue response to polyglycolide and polylactide pins in cancellous bone. *Arch Orthop Trauma Surg*, 117, 197–204.
76. Olney BW, Schlehr FJ, Asher MA. (1993) Effects of splitting the iliac apophysis on subsequent growth of the ilium: a rabbit study. *J Pediatr Orthop*, 13(3), 365-7.
77. Ortolani M. (1937) Un segno poco noto e sua importanza per la diagnosi precoce di prelussazione congenita dell'anca. *Pediatria*, 45, 129-136.
78. Päiväranta U, Böstman O, Majola A, Toivonen T, Törmälä P, Rokkanen P.

- (1993) Intraosseous cellular response to biodegradable fracture fixation screws made of polyglycolide or polylactide. *Arch Orthop Trauma Surg*, 112(2), 71-4.
79. Pauwels F. (1973) *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
 80. Pauwels F. (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
 81. Pemberton PA. (1965) Pericapsular Osteotomy of the Ilium for Treatment of Congenital Subluxation and Dislocation of the Hip. *J Bone Joint Surg*, 47, 65–86.
 82. Pekmezci M, Yazici M. (2007) Salter osteotomy: An overview. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 41 Suppl 1, 37-46.
 83. Pihlajamäki H, Böstman O, Hirvensalo E, Törmälä P, Rokkanen P. (1992) Absorbable pins of self-reinforced poly-L-lactic acid for fixation of fractures and osteotomies. *J Bone Joint Surg Br*, 74(6), 853–857.
 84. Piontek T, Szulc A, Glowacki M et al. (2006) Computer tomography evaluation of the hip joint after Chiari osteotomy. *Orthop Traumat Rehabil*, 8, 24–30.
 85. Pressel T, Max S, Pfeifer R, Ostermeier S, Windhagen H, Hurschler C. (2008) A rapid prototyping model for biomechanical evaluation of pelvic osteotomies. *Biomed Tech (Berl)*, 53(2), 65-9.
 86. Prokop A, Jubel A, Helling HJ, Eibach T, Peters C, Baldus SE, Rehm KE. (2004) Soft tissue reactions of different biodegradable polylactide implants. *Biomaterials*, 25(2), 259-67.
 87. Rehm KE, Helling HJ, Gatzka C. (1997) New developments in the application of resorbable implants. *Der Orthopäde*, 26(5), 489-97.
 88. Rehm KE, Helling HJ, Claes LE. (1989) Biologisch abbaubare Osteosynthesematerialien. *Jahrbuch der Chirurgie*, Biermann Verlag, 223-232.
 89. Rohovsky MW, Chen EH, Clemow AJT, Weisbrode SE. (1994). A five year study of absorbable screws implemented in canine femora and tibia. In: Leung KS, Hung LK, Leung PC (eds). *Biodegradable implants in fracture fixation*. World Scientific Publishing, Singapore.
 90. Rokkanen PU, Bostman O, Hirvensalo E, Makela EA, Partio EK, Patiala H, Vainionpaa SI, Vihtonen K, Tormala P. (2000) Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology. *Biomaterials*, 21, 2607–2613.

91. Rokkanen PU. (1997) History of their development and material characteristics. Bioresorbable implants: Advances and applications in orthopedic surgery. Instructional course lectures. AAOS, San Francisco.
92. Rokkanen P, Bostman O, Vainionpää S. (1996) Absorbable devices in the fixation of fractures. *Journal of Trauma- Injury & Critical Care*, 40(3Suppl), 123–127.
93. Rokkanen P, Böstman O, Vainionpää S, Vihtonen K, Törmälä P, Laiho J, Kilpikari J, Tamminmäki M. (1985) Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle. *Lancet*, 1(8443), 1422–1424.
94. Rossillon R, Desmette D, Rombouts JJ. (1999) Growth disturbance of the ilium after splitting the iliac apophysis and iliac crest bone harvesting in children: a retrospective study at the end of growth following unilateral Salter innominate osteotomy in 21 children. *Acta Orthop Belg*, 65(3), 295-301.
95. Roth A, Gibson DA, Hall JE. (1974) The experience of five orthopedic surgeons with innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*, 98, 178-82.
96. Rupp S, Georg T, Gauss C, Kohn D, Seil R. (2002). Fatigue testing of suture anchors. *Am J Sports Med*, 30, 239-247.
97. Rydell NW. (1966) Forces acting on the femoral head- prothesis. *Acta Orthop Scand Suppl*, 88, 1-132.
98. Saleh JM, O'Sullivan ME, O'Brien TM. (1995) Pelvic remodeling after Salter osteotomy. *J Pediatr Orthop*, 15(3), 342-5.
99. Salter RB, Dubos JP. (1974) The first fifteen year's personal experience with innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*, 72–103.
100. Salter RB. (1961) Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *J Bone Joint Surg*, 43, 518-539
101. Sanderson PL, Ryan W, Turner PG. (1992) Complications of metalwork removal. *Injury*, 23(1), 29-30.
102. Schröder- Printzen mit Bundeszuschuss der Ärzte und Krankenkassen (1995). Einführung eines sonographischen Screening der Säuglingshüfte. *Dtsch Ärztebl*, 92, b 2605–2606.

103. Seil R, Rupp S, Krauss PW, Benz A, Kohn DM. (1998) Comparison of initial fixation strength between biodegradable and metallic interference screws and a press-fit fixation technique in a porcine model. *Am J Sports Med*, 26, 815-819.
104. Smith- Petersen MN. (1917) A new supra articular subperiosteal approach to the hip joint. *Amer J orthop Surg*, 15, 592- 599.
105. Staheli LT, Chew De. (1992) Slotted acetabular augmentation in childhood and adolescence. *J Pediatr Orthop*, 12, 569–580.
106. Steel HH. (2004) Triple osteotomy of the innominate bone. 1973. *J Bone Joint Surg*, 86-A(3), 644.
107. Stöckle U, Göing T, König B, Haase N, Duda G, Haas NP. (2000) Schräg dorsaler Becken-fixateur. Entwicklung und biomechanische Testung. *Der Unfallchirurg*, 103, 618–625.
108. Tönnis D. (1990) Surgical treatment of congenital Dislocation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*, 258, 33–40.
109. Tönnis D. (1984) Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Springer, Berlin.
110. Tönnis D. (1978) Hüftluxation und Hüftkopfnekrose. Enke, Stuttgart.
111. Tschauer C. (1997) Die Hüfte. Enke, Stuttgart, 92-112.
112. Viljanen J, Kinnunen J, Bondestam S, Majola A, Rokkanen P, Törmälä P. (1995) Bone changes after experimental osteotomies fixed with absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws or metallic screws studied by plain radiographs, quantitative computerized tomography and magnetic resonance imaging. *Biomaterials*, 16(17), 1353-1358.
113. Visser SA, Hergenrother RW, Cooper SL. (1996) *Polymers*. Academic Press, San Diego.
114. Webb JA, Almaiyah M, McVie J, Montgomery RJ. (2008) Proximal femoral osteotomies in children using the Richards hip screw: techniques, outcome and subsequent removal. *J Child Orthop*, 2(6), 417-23.
115. Weckström M, Parviainen M, Kiuru MJ, Mattila VM, Pihlajamäki HK. (2007) Comparison of bioabsorbable pins and nails in the fixation of adult osteochondritis dissecans fragments of the knee: an outcome of 30 knees. *Am J Sports Med*, 35(9), 1467 –1476.
116. Weiler A, Hoffmann RFG. (1998) Klassifikation der Gewebereaktion auf biodegradierbare Implantate. *OP Journal*, 14, 251-255.

117. Weinstein SL, Mubarak SJ, Wenger DR. (2004) Developmental Hip Dysplasia and Dislocation: Part II. Instr Course Lect, 53, 531-42.
118. Widmer BJ, Peters CL, Bachus KN, Stevens PM. (2010) Initial stability of the acetabular fragment after periacetabular osteotomy: a biomechanical study. J Pediatr Orthop, 30(5), 443-8.
119. Wirth, Mutschler. (2007) Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
120. Witte H, Eckstein F, Recknagel S. (1997) A calculation of the forces acting on the human acetabulum during walking. Based On in vivo force measurements, kinematic analysis and morphometry. Acta Anat (Basel), 160(4), 269-80.
121. Wong-Chung J, Ryan M, O'Brien TM. (1990) Movement of the femoral head after Salter osteotomy for acetabular dysplasia. J Bone Joint Surg Br, 72(4), 563-7.
122. Conmed Linvatec Units Implants. 11355 Concept Boulevard. Largo, FL 33773. Smartpin & Smartpin pdx.

10. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Strukturen und Winkel im Ultraschallbild. Weinstein S, Mubarak S, Wegner D; Developmental hip dysplasia and dislocation. J Bone Joint Surg Am. 2003; 85(9) : 1824 - 1832	13
Abb. 2	Sonometer. Hefti F. Kinderorthopädie in der Praxis. 2. Ausgabe. Springer 2006	13
Abb. 3	CE- und AC- Winkel. Tschauener C, Hofmann S, Czerny C. Hüft dysplasie Morphologie, Biomechanik und therapeutische Prinzipien unter Berücksichtigung des Labrum acetabulare. Orthopäde (1997) 26:89-108	14
Abb. 4	Pavlikorthese. Nelitz M, Reichel H. Konservative Behandlung der Hüftreifungsstörung. Orthopäde 2008. 37:550-555	17
Abb. 5	Fettweisgips. Nelitz M, Reichel H. Konservative Behandlung der Hüftreifungsstörung. Orthopäde 2008. 37:550–555	17
Abb. 6	Radiologischer Verlauf nach Salter- Osteotomie. Jäger M, Westhoff B, Zilkens C, Weimann-Stahlschmidt K, Krauspe R (2008). Indikation und Ergebnisse hüftnaher Osteotomien bei Dysplasie. Der Orthopäde 37, 556–576	24
Abb. 7	Gleichgewicht am Hüftgelenk. Kummer B. Biomechanik (2005). Form und Funktion des Bewegungsapparates. Deutscher Ärzte Verlag, Köln	29
Abb. 8	Ileumeinbettung	37
Abb. 9	Sawbonemodell in der Durchleuchtung	38
Abb. 10	K-Draht- Fixierung	39
Abb. 11	Osteotomieschablone	40
Abb. 12	Pin- Implantation	40
Abb. 13	Einschlaginstrument	41
Abb. 14	Implantierte Pins	41
Abb. 15	Durchleuchtung der Schweinebecken I	42
Abb. 16	Durchleuchtung der Schweinebecken II	42

Abb. 17	Versuchsanordnung	44
Abb. 18	Parallele Ausrichtung des Kraftaufnehmers	44
Abb. 19	Kunststoffbecken unterhalb der Traverse	45
Abb. 20	Spannungs- Dehnungs- Diagramm	48
Abb. 21	Weg- Zeit- Diagramm	49
Abb. 22	Versagensmessung	51
Abb. 23	Boxplotdiagramm für die Steifigkeit vor zyklischer Belastung	53
Abb. 24	Boxplotdiagramm für die Steifigkeit nach zyklischer Belastung	53
Abb. 25	Mittlere Steifigkeit im zyklischen Verlauf	54
Abb. 26	Mittlere Steifigkeit vor und nach zyklischer Belastung	54
Abb. 27	Primäre Versagensmessung und Versagensmessung nach zyklischer Belastung	56
Abb. 28	Mittlere Versagenslastmessung	56
Abb. 29	Displacement nach 100 Zyklen	57
Abb. 30	Displacement nach 1000 Zyklen	58
Abb. 31	Displacement nach zyklischer Belastung	58

Die Abbildungen 8-31 entstammen eigenem Bildmaterial.

11. Tabellenverzeichnis

Nr.	Steifigkeit vor Zyklen	Steifigkeit nach 100 Zyklen	Steifigkeit nach 150 Zyklen	Steifigkeit nach 250 Zyklen	Steifigkeit nach 500 Zyklen	Steifigkeit nach 1000 Zyklen
1	1314,3	1030,4	1670,4	1715	1694,1	879,1
2	649,75	667,9	639,9	711,64	659,5	567
3	338,37	269,18	297,1	250,7	256,8	280,2
4	470,56	455,14	422,6	600,18	455,5	448
5	261,3	279,6	285,6	290,6	283,2	302,2
6	150	152,1	150,4	149,5	153,5	157,1
7	271,6	344,4	336,5	323,2	322,9	390,2
8	420,4	445	474,6	436,2	534,4	615
9	308,5	225	229,4	258,7	250	261,8
10	172,7	185,02	183,74	191	225,1	273,8
Mittelwert	435,8	405,4	469,0	492,7	483,5	417,4
Standard-	342,0	268,1	446,7	465,3	453,0	216,3
Median	323,4	312	316,8	306,9	303,1	346,2

Tabelle 1: Steifigkeit der Pins (N/mm)

Nr.	Steifigkeit vor Zyklen	Steifigkeit nach 100 Zyklen	Steifigkeit nach 150 Zyklen	Steifigkeit nach 250 Zyklen	Steifigkeit nach 500 Zyklen	Steifigkeit nach 1000 Zyklen
1	757,7	758,1	886,3	828,9	813,1	834,4
2	691,9	666,5	1063,4	1054,1	1215	896
3	274,4	361,8	348,3	276,1	260,9	271,2
4	278,4	292,8	281,3	294,4	294,3	308
5	548,7	553,0	562	649,1	601,6	549,5
6	331,4	242,4	248	252	250,8	254,5
7	198,6	202,8	200	199,9	199	173
8	544,9	436	468,7	441,7	444,9	436,2
9	461,2	534,2	417,3	245,1	243,6	240,6
10	463	436	520,8	586,5	566,6	553,5
Mittelwert	455,0	448,4	499,6	482,8	489,0	451,7
Standard-	185,5	181,5	279,5	289,5	323,8	253,5
Median	462,1	436	443	368,1	369,6	372,1

Tabelle 2: Steifigkeit der K-Drähte (N/mm)

	Nach 100 Zyklen	Zyklus 91-100 am oberen Wendepunkt	Differenz am oberen Wendepunkt (Δ mm)
1	0,93	1,16	0,23
2	0,99	1,57	0,58
3	1,3	1,98	0,68
4	1,3	2,08	0,78
5	1,22	1,8	0,58
6	2,08	2,9	0,82
7	1,5	2,17	0,67
8	1,91	3,15	1,25
9	1,38	2,5	1,12
10	1,26	2,26	1,0
Mittelwert			0,771
Standard-			0,3
Median			0,73

Tabelle 3: Displacement der K-Drähte: nach 100 Zyklen

Mittelwert (mm)	Zyklus 1-10 am oberen Wendepunkt	Zyklus 91-100 am oberen Wendepunkt	Differenz am oberen Wendepunkt (Δ mm)
1	0,74	0,92	0,18
2	0,94	1,46	0,52
3	2,3	3,475	1,17
4	0,83	1,34	0,51
5	1,45	2,21	0,76
6	2,08	3,67	1,59
7	1,33	1,93	0,6
8	1,32	1,9	0,58
9	1,49	2,47	0,98
10	2,82	3,51	0,69
Mittelwert			0,76
Standard-			0,4
Median			0,65

Tabelle 4: Displacement der Pins nach 100 Zyklen

Mittelwert (mm)	Zyklus 1-10 am oberen Wendepunkt	Zyklus 991-1000 am oberen Wendepunkt	Differenz am oberen Wendepunkt (Δ mm)
1	0,8	0,85	0,05
2	0,88	1,15	0,27
3	1,18	2,18	1
4	1,05	1,63	0,58
5	1,04	1,7	0,66
6	1,23	1,5	0,27
7	1,39	1,77	0,38
8	1,79	2,18	0,39
9	1,37	2	0,63
10	1,05	1,43	0,38
Mittelwert			0,46
Standard-			0,27
Median			0,36

Tabelle 5: Displacement nach 1000 Zyklen K- Drähte

Mittelwert (mm)	Zyklus 1-10 am oberen Wendepunkt	Zyklus 991-1000 am oberen Wendepunkt	Differenz am oberen Wendepunkt (Δ mm)
1	0,77	0,99	0,22
2	0,92	1,61	0,69
3	0,6	0,88	0,28
4	1,1	1,33	0,23
5	1,15	1,81	0,66
6	1,69	2,27	0,57
7	0,99	1,58	0,59
8	1,26	1,67	0,41
9	1,52	1,87	0,35
10	2,31	2,7	0,39
Mittelwert			0,44
Standard-			0,18
Median			0,4

Tabelle 6: Displacement nach 1000 Zyklen Pins

Zyklus 100	Mittlere Differenz (Δ mm) am oberen Wendepunkt		Mittlere Differenz (Δ mm) am unteren Wendepunkt	
	K- Drähte	Pins	K- Drähte	Pins
1	0,23	0,18	-0,07	-0,016
2	0,58	0,52	0,27	0,22
3	0,68	1,17	0,7	1,14
4	0,78	0,51	0,78	0,07
5	0,58	0,76	0,36	0,82
6	0,82	1,59	0,95	1,64
7	0,67	0,6	0,61	0,58
8	1,25	0,58	1,19	0,37
9	1,12	0,98	0,74	0,555
10	1	0,69	0,73	0,96
Mittelwert (mm)	0,77	0,76	0,70	0,79
Standardabweichung	0,30	0,40	0,28	0,46

Tabelle 7 Displacement nach 100 Zyklen

Zyklus 250	Mittlere Differenz (Δ mm) am oberen Wendepunkt		Mittlere Differenz (Δ mm) am unteren Wendepunkt	
	K- Drähte	Pins	K- Drähte	Pins
1	0,12	0,19	- 0,02	0,016
2	0,28	0,43	- 0,036	0,15
3	1,04	0,61	0,977	0,6
4	0,35	0,23	0,35	0,06
5	0,39	0,53	0,06	0,5
6	0,53	0,75	0,61	0,8
7	0,32	0,4	0,255	0,37
8	0,26	0,41	0,26	0,088
9	0,91	0,32	0,91	0,208
10	0,32	0,73	0,32	0,58
Mittelwert	0,45	0,46	0,47	0,34
Standardab	0,3	0,2	0,33	0,27

Tabelle 8 Displacement nach 250 Zyklen

Zyklus 500	Mittlere Differenz (Δ mm) am oberen Wendepunkt		Mittlere Differenz (Δ mm) am unteren Wendepunkt	
	K- Drähte	Pins	K- Drähte	Pins
1	0,035	0,07	0,025	0,016
2	0,23	0,56	0,014	0,21
3	0,92	0,66	0,99	0,8
4	0,51	0,24	0,36	0,001
5	0,63	0,57	0,094	0,51
6	0,34	0,56	0,32	0,61
7	0,29	0,37	0,26	0,32
8	0,3	0,35	0,25	0,09
9	0,36	0,3	0,24	0,023
10	0,82	0,46	0,027	0,62
Mittelwert (mm)	0,44	0,41	0,26	0,32
Standardabweichung	0,28	0,18	0,29	0,30

Tabelle 9 Displacement nach 500 Zyklen

Zyklus 1000	Mittlere Differenz (Δ mm) am oberen Wendepunkt		Mittlere Differenz (Δ mm) am unteren Wendepunkt	
	K- Drähte	Pins	K- Drähte	Pins
1	0,07	0,29	-0,01	0,011
2	0,27	0,58	-0,01	0,17
3	0,9	0,56	0,895	0,43
4	0,43	0,25	0,43	0,006
5	0,66	0,62	0,23	0,59
6	0,31	0,58	0,33	0,75
7	0,32	0,37	0,3	0,398
8	0,37	0,43	0,33	0,107
9	0,67	0,32	0,39	0,039
10	0,42	0,39	0,041	0,69
Mittelwert (mm)	0,44	0,44	0,37	0,31
Standardabweichung	0,24	0,14	0,24	0,30

Tabelle 10 Displacement nach 1000 Zyklen

Zyklus 2000	Mittlere Differenz (Δ mm) am oberen Wendepunkt		Mittlere Differenz (Δ mm) am unteren Wendepunkt	
	K- Drähte	Pins	K- Drähte	Pins
1	0,05	0,22	-0,018	-0,016
2	0,27	0,69	-0,02	0,16
3	1	0,28	0,91	0,032
4	0,58	0,23	0,41	-0,005
5	0,66	0,66	0,23	0,64
6	0,27	0,57	0,37	0,62
7	0,38	0,59	0,48	0,54
8	0,39	0,41	0,33	0,15
9	0,63	0,32	0,31	0,003
10	0,38	0,39	0,095	0,4
Mittelwert (mm)	0,46	0,44	0,40	0,32
Standardabweichung	0,27	0,18	0,24	0,26

Tabelle 11 Displacement nach 2000 Zyklen

Nach zyklischer Belastung (N)			Primäre Belastung (N)			Steifigkeit vor Versagensmessung (N/mm)		
n	K-Drähte	Pins	n	K-Drähte	Pins	n	K-Drähte	Pins
1	2583,5	4503	1	4271,1	2343,5	1	599,3	436
2	2880	3885	2	4212	3296	2	531	75
3	831,1	500	3	3437	3188,2	3	436	958,1
4	903	4636	4	1743,5	2419	4	531,6	191,8
5	2357	861,3	5	767,1	4078,8	5	145,3	177,6
6	946,2	545	6	657,9	779	6	78	114,2
7	574	840,4	7	4543,5	1184,8	7	368,7	142
8	3081,4	4034,8	8	622,9	1308	8	86,5	278,3
9	2118,7	2165,2	9	301,8	887,5	9	70,6	127,9
10	4492,8	3505	10	4917,8	2617	10	597	436
			11	3394,4	2402,4	11	436	342,6
			12	3427,2	3815,7	12	597	800
Mw	2076,8	2547,6		2691,4	2360		352,5	340
Std	1260,3	1738,8		1745,4	1122,6		216	281,2
Md	2237,9	2835,1		3418,8	2410,7		436	235

Tabelle 12 Last nach zyklischer Belastung und primäre maximale Last (N)

(Mw = Mittelwert, Std = Standardabweichung, Md = Median)

12. Lebenslauf

Persönliche Angaben

Geburtsdatum	23.08.1978
Geburtsort	Gießen (Lahn)
Familienstand	Ledig
Staatsangehörigkeit	Deutsch

Schulische und berufliche Ausbildung

1985- 1998	Grundschule und Gymnasium an der Freiherr-vom-Stein-Schule, Gladenbach
25.06.1998	Erwerb der allgemeinen Hochschulreife
08/1998- 08/1999	Zivildienst Hessische Berglandklinik Bad Endbach
Wintersemester 1999/2000	Studium der Biologie, Johann-Wolfgang-von- Goethe- Universität, Frankfurt am Main
04/2000- 07/2000	Vorsemester Humanmedizin am Rheinischen Bildungs-Zentrum e.V., Institut für Biologie und Medizin, Köln

Hochschulausbildung

Sommersemester 2001	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Justus- Liebig-Universität, Gießen
01.04.2003	Abschluss der Ärztliche Vorprüfung („Physikum“)
Sommersemester 2006	Studienortwechsel an die Philipps-Universität, Marburg/Lahn Doktorand an der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie, Universitätsklinik

	kum Giessen und Marburg, Standort Marburg
08/06- 07/07: Praktisches Jahr	
Universitätsklinikum Marburg	1. Tertial in Chirurgie
Regionalspital Emmental (Schweiz)	2. Tertial in Orthopädie
Klinikum Fulda	3. Tertial in Innere Medizin
15.- 17.10.2007	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung: Schriftlicher Teil
26.- 27.11.2007	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung: Mündlicher Teil
03.01.2008	Erteilung der Approbation als Arzt

Berufstätigkeit

01.05.2008 bis 31.01.2009	Assistenzarzt in der Orthopädischen Klinik Kassel gGmbH
01.02.2009 bis 31. 07. 2009	Assistenzarzt im Marienkrankenhaus Kassel GmbH, Chirurgische Klinik 6 Monate Intensivmedizin
01.08.2009 bis 30. 04. 2012	Assistenzarzt in der Vitos Orthopädische Klinik Kassel
seit 01.05.2012	Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Klinik für Unfall,- Hand- und Wiederherstellungschirurgie UKGM, Standort Marburg

13. Akademische Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren Damen/ Herren in Giessen:

Alzen, Askani, Baumgart- Vogt, Beckmann, Bein, Bödeker, Bohle, Breithaupt, Bretzel, Chakraborty, Darmstadt- Vollerthun, Dreyer, Eikmann, Fleischer, Gallhofer, Gerlich, Gieler, Giese, Hempelman, Glanz, Kaps, Karg, Katz, Kaufmann, Kreuder, Kummer, Lange, Lindemann, Mayser, Müller, Preissner, Rau, Reimer, Roelcke, Schmidt, Schneider, Schulz, Stürz, Tinneberg, Weidner, Weiler, Westermann, Zahner.

In Fulda und Marburg:

Fassbinder, Rothmund, Schnabel.

14. Danksagung

Ich möchte mich bei Frau Professor Fuchs- Winkelmann für die Möglichkeit, über diese Thematik promovieren zu dürfen und Ihre Unterstützung bei dieser Arbeit bedanken.

Danken möchte ich Herrn Dr. Benedikt Leidinger für sein außerordentliches Engagement und seine Mithilfe bei der Korrektur dieser Arbeit.

Herrn Dr. Jürgen Paletta danke ich für die Einweisung und unterstützende Hilfe im biomechanischen Labor.

Der Feinmechanikerwerkstatt der Philipps- Universität Marburg danke ich für ihre Mithilfe bei der Entwicklung und Fertigung der Beckenhalterung für die Materialprüfmaschine.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern. Sie waren während des Studiums und der Fertigstellung dieser Arbeit wichtige Förderer und antreibende Kraft zugleich.

15. Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

„Biomechanische Untersuchung am Osteosynthesemodell des Beckenknochens- primäre Stabilität von resorbierbarer Pin und K-Draht-Osteosynthese der Salter- Beckenosteotomie“

in der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie unter Leitung von Fr. Prof. Fuchs- Winkelmann mit Unterstützung durch Dr. Benedikt Leidinger ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Gladenbach, 22.07.2012